

ACTA DE EVALUACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL

Año académico 2016/17

DOCTORANDO: **MONTES FERNÁNDEZ, ELENA**

PROGRAMA DE DOCTORADO: **D420-CIENCIAS DE LA SALUD**

DEPARTAMENTO DE: **MEDICINA Y ESPECIALIDADES MÉDICAS**

TITULACIÓN DE DOCTOR EN: **DOCTOR/A POR LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**

En el día de hoy 25/09/17, reunido el tribunal de evaluación nombrado por la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado de la Universidad y constituido por los miembros que suscriben la presente Acta, el aspirante defendió su Tesis Doctoral, elaborada bajo la dirección de JESUS BURGOS FLORES // CARLOS BARRIOS PITARQUE

GEMA DE BLAS BEORLEGUI.

Sobre el siguiente tema: *MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA INTRAOPERATORIA DE LOS TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN LA CIRUGÍA DE ESCOLIOSIS: INFLUENCIA DE LA DISTANCIA DE LOS TORNILLOS A LA MÉDULA ESPINAL EN LA TÉCNICA DE ELECTROMIOGRAFÍA EVOCADA POR ESTÍMULO ÚNICO*

Finalizada la defensa y discusión de la tesis, el tribunal acordó otorgar la CALIFICACIÓN GLOBAL⁴ de (no apto, aprobado, notable y sobresaliente): SOBRESALIENTE

Alcalá de Henares, 25 de 9 de 2017

EL PRESIDENTE


Fdo.: A. ALBIOL

EL SECRETARIO


Fdo.: I. Simón

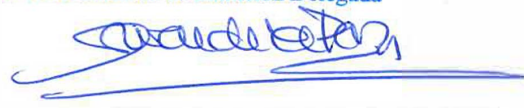
EL VOCAL


Fdo.: J. Antón

Con fecha 4 de octubre de 2017 la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado, a la vista de los votos emitidos de manera anónima por el tribunal que ha juzgado la tesis, resuelve:

- ☒ Conceder la Mención de "Cum Laude"
☐ No conceder la Mención de "Cum Laude"

La Secretaria de la Comisión Delegada



FIRMA DEL ALUMNO,

ELENA MONTES FERNÁNDEZ



⁴ La calificación podrá ser "no apto" "aprobado" "notable" y "sobresaliente". El tribunal podrá otorgar la mención de "cum laude" si la calificación global es de sobresaliente y se emite en tal sentido el voto secreto positivo por unanimidad.

Fdo.:



Universidad
de Alcalá

COMISIÓN DE ESTUDIOS OFICIALES
DE POSGRADO Y DOCTORADO

En aplicación del art. 14.7 del RD. 99/2011 y el art. 14 del Reglamento de Elaboración, Autorización y Defensa de la Tesis Doctoral, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado, en sesión pública de fecha 4 de octubre, procedió al escrutinio de los votos emitidos por los miembros del tribunal de la tesis defendida por *MONTES FERNÁNDEZ, ELENA*, el día 25 de septiembre de 2017, titulada *MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA INTRAOPERATORIA DE LOS TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN LA CIRUGÍA DE ESCOLIOSIS: INFLUENCIA DE LA DISTANCIA DE LOS TORNILLOS A LA MÉDULA ESPINAL EN LA TÉCNICA DE ELECTROMIOGRAFÍA EVOCADA POR ESTÍMULO ÚNICO*, para determinar, si a la misma, se le concede la mención "cum laude", arrojando como resultado el voto favorable de todos los miembros del tribunal.

Por lo tanto, la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado **resuelve otorgar** a dicha tesis la

MENCIÓN "CUM LAUDE"

Alcalá de Henares, 10 de octubre de 2017

EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN DE ESTUDIOS
OFICIALES DE POSGRADO Y DOCTORADO



Juan Ramón Velasco Pérez

Copia por e-mail a:

Doctorando: MONTES FERNÁNDEZ, ELENA

Secretario del Tribunal: JOSÉ SIMÓN MARTÍN.

Directores de Tesis: JESUS BURGOS FLORES // CARLOS BARRIOS PITARQUE // GEMA DE BLAS BEORLEGUI



Universidad
de Alcalá

ESCUELA DE DOCTORADO
Servicio de Estudios Oficiales de
Posgrado

DILIGENCIA DE DEPÓSITO DE TESIS.

Comprobado que el expediente académico de D./D^a _____
reúne los requisitos exigidos para la presentación de la Tesis, de acuerdo a la normativa vigente, y habiendo
presentado la misma en formato: ☐ soporte electrónico ☐ impreso en papel, para el depósito de la
misma, en el Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado, con el nº de páginas: _____ se procede, con
fecha de hoy a registrar el depósito de la tesis.

Alcalá de Henares a _____ de _____ de 20____



Fdo. El Funcionario



Universidad de Alcalá

Programa de Doctorado en Medicina Clínica

**MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA INTRAOPERATORIA
DE LOS TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN LA
CIRUGÍA DE ESCOLIOSIS: INFLUENCIA DE LA DISTANCIA DE
LOS TORNILLOS A LA MÉDULA ESPINAL EN LA TÉCNICA DE
ELECTROMIOGRAFÍA EVOCADA POR ESTÍMULO ÚNICO**

Tesis Doctoral presentada por

ELENA MONTES FERNÁNDEZ

2017



Universidad de Alcalá

Programa de Doctorado en Medicina Clínica

MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA INTRAOPERATORIA DE LOS TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN LA CIRUGÍA DE ESCOLIOSIS: INFLUENCIA DE LA DISTANCIA DE LOS TORNILLOS A LA MÉDULA ESPINAL EN LA TÉCNICA DE ELECTROMIOGRAFÍA EVOCADA POR ESTÍMULO ÚNICO

Tesis Doctoral presentada por
ELENA MONTES FERNÁNDEZ

Directores:

Dr. Jesús Burgos Flores

Dr. Carlos Barrios Pitarque

Dra. Gema de Blas Beorlegui

Alcalá de Henares, 2017



Universidad
de Alcalá

DEPARTAMENTO DE MEDICINA Y
ESPECIALIDADES MÉDICAS

Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud
Campus Científico Tecnológico
Ctra. Madrid-Barcelona, km.33,600
28805 Alcalá de Henares (Madrid)
Teléfono: 918854533 – 4707 - 4790
e.mail: dpto.medesp@uah.es

**Melchor Álvarez de Mon Soto, Catedrático de Medicina y Director del
Departamento de Medicina y Especialidades Médicas**

INFORMA QUE:

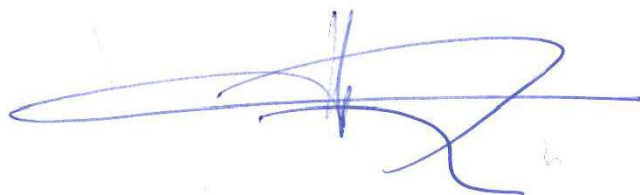
En su opinión, el trabajo de investigación presentado por D^a. **Elena Montes Fernández** titulado **“Monitorización neurofisiológica intraoperatoria de los tornillos pediculares torácicos en la cirugía de escoliosis: influencia de la distancia de los tornillos a la médula espinal en la técnica de electromiografía evocada por estímulo único”**, realizado bajo la dirección de los Dres. D. Jesús Burgos Flores, D. Carlos Barrios Pitarque y D^a. Gema de Blas Beorlegui, reúne los requisitos científicos, metodológicos, formales y de originalidad suficientes para ser defendido como Tesis Doctoral ante el Tribunal que legalmente proceda.

Y para que conste donde corresponda, a los efectos oportunos, se firma la presente en Alcalá de Henares a cinco de abril de dos mil diecisiete.

D. Jesús Burgos Flores, Profesor Asociado en Ciencias de la Salud del Departamento de Cirugía, Ciencias Médicas y Sociales de la Universidad de Alcalá y Coordinador de la Unidad de Ortopedia Infantil del Hospital Universitario Ramón y Cajal

Hace constar, como Director del trabajo de investigación presentado por Dña. Elena Montes Fernández titulado “**Monitorización neurofisiológica intraoperatoria de los tornillos pediculares torácicos en la cirugía de escoliosis: Influencia de la distancia de los tornillos a la médula espinal en la técnica de electromiografía evocada por estímulo único**”, que reúne los requisitos necesarios para ser presentado para optar al grado de Doctor ante el Tribunal Calificador.

En Madrid, a 7 de marzo de 2017



Firmado: Jesús Burgos Flores



Instituto Universitario
de Investigación en Enfermedades
Músculo-Esqueléticas

Universidad Católica de Valencia
San Vicente Mártir

Dr. D. Carlos Barrios Pitarque

Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología

Director del Instituto Universitario de Investigación en Enfermedades Músculo-Esqueléticas de la Universidad Católica de Valencia "San Vicente Mártir"

CERTIFICA

Que la presente Tesis Doctoral titulada "**MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA INTRAOPERATORIA DE LOS TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN LA CIRUGÍA DE ESCOLIOSIS: INFLUENCIA DE LA DISTANCIA DE LOS TORNILLOS A LA MÉDULA ESPINAL EN LA TÉCNICA DE ELECTROMIOGRAFÍA EVOCADA POR ESTÍMULO ÚNICO**", ha sido realizada bajo mi co-dirección por DÑA. ELENA MONTES FERNÁNDEZ dentro del Programa de Doctorado en Medicina Clínica de la Universidad de Alcalá para la obtención del Título de Doctor en Medicina por dicha Universidad.

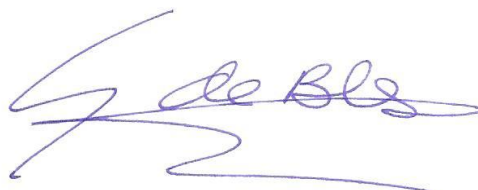
Para que así conste a los efectos legales oportunos, se presenta esta Tesis Doctoral extendiendo la presente certificación en Valencia a 18 de Febrero de 2017.

Dr. Carlos Barrios Pitarque

D^a. GEMA DE BLAS BEORLEGUI, Doctora en Medicina y ex-Jefe de Sección de Neurofisiología Clínica del Hospital Universitario Ramón y Cajal, en Madrid.

Hace constar como Codirectora del trabajo de investigación presentado por D^a. ELENA MONTES FERNÁNDEZ con el título “Monitorización neurofisiológica intraoperatoria de los tornillos pediculares torácicos en la cirugía de escoliosis: Influencia de la distancia de los tornillos a la médula espinal en la técnica de electromiografía evocada por estímulo único”, que reúne los requisitos necesarios para ser presentado como Tesis Doctoral ante el Tribunal Calificador.

Madrid, 5 de abril de 2017.



Dra. Gema de Blas Beorlegui

A mis padres y hermanos.

A Fernando.

Y a Álex e Inés.

Agradecimientos:

Al Prof. Melchor Álvarez de Mon Soto por la cortesía de tutelar y asesorar este trabajo.

Al Prof. Jesús Burgos por dirigir esta tesis e impulsar este trabajo, por su continuo estímulo y su incansable búsqueda de la excelencia.

Al Prof. Carlos Barrios, codirector de la tesis, por su ayuda, su amabilidad y su accesibilidad.

A la Dra. Gema De Blas, codirectora de la tesis, por ser mi mentora, por enseñarme a ser una buena neurofisióloga en el aspecto técnico y humano, y por hacer posible este trabajo.

Al Dr. Ignacio Regidor por iniciar este trabajo y por sus aportaciones.

A Carlos Correa, veterinario del Hospital Universitario Ramón y Cajal y colaborador imprescindible en el estudio de experimentación de esta tesis, por su accesibilidad y por su ayuda en los aspectos técnicos y anestésicos.

Al Prof. José Simón por sus valiosos consejos y comentarios.

A mis compañeros, previos y actuales, por sus enseñanzas diarias.

A mis compañeras y amigas Lidia Cabañes, Nora Lebrato y Mónica Salinas por su cariño, su cercanía y su apoyo en lo profesional y en lo personal.

A María Jesús Verdesoto por su cariño, su ayuda y su amistad.

A mis padres por su apoyo incondicional y por estar siempre presentes, sólo puedo estar agradecida por vuestra dedicación y cariño.

Al Dr. Fernando Sierra, mi marido, por su ayuda en el análisis estadístico, por su apoyo y por su motivación, eres un ejemplo a seguir.

A mi hija, Inés, por devolverme la ilusión, nunca dejes de ser como eres y de sonreír.

Índice:

I. INTRODUCCIÓN	1
1. RESUMEN ANATÓMICO DE LA COLUMNA VERTEBRAL	2
2. RESUMEN ANATOMO-FISIOLÓGICO DE LA MÉDULA ESPINAL	3
2.1. Estructura interna de la médula espinal	4
2.2. Vías sensitivas.....	6
2.3. Vías motoras	8
2.4. Raíces nerviosas espinales	9
2.5. Vascularización medular.....	11
3. ESCOLIOSIS	13
3.1. Definición, epidemiología y etiología de la escoliosis.....	13
3.2. Clasificación de la escoliosis	15
3.3. Clínica de la escoliosis	18
3.4. Diagnóstico de la escoliosis.....	19
3.5. Tratamiento conservador	25
3.6. Tratamiento quirúrgico.....	28
3.6.1. Historia de la cirugía	28
3.6.2. Indicaciones quirúrgicas.....	30
3.6.3. Tipos de técnicas quirúrgicas.....	30
3.6.4. Nuevas técnicas. Sistema coplanar.....	33
3.6.5. Complicaciones de la cirugía.....	36
3.6.6. Daño neurológico en la cirugía de la escoliosis	38
4. MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA	40
4.1. Definición.....	40
4.2. Utilidad	41
4.3. Evolución de la monitorización.....	42
4.4. Principios generales	45
5. MÉTODOS DE MONITORIZACIÓN	46
5.1. Potencial evocado somatosensorial cortical.....	47
5.1.1. Definición de la técnica	47
5.1.2. Técnicas y parámetros de estimulación	48
5.1.3. Técnicas y parámetros de registro	49
5.1.4. Protocolo e interpretación de los cambios	52
5.1.5. Falsos positivos y falsos negativos.....	54
5.2. Potenciales evocados somatosensoriales medulares	54

5.2.1.	Bases fisiológicas de la técnica	54
5.2.2.	Parámetros de estimulación	55
5.2.3.	Parámetros de registro	56
5.2.4.	Valoración e interpretación de los cambios	57
5.2.5.	Experiencia en la literatura	57
5.3.	Potenciales evocados motores	58
5.3.1.	Estimulación transcraneal	59
5.3.2.	Estimulación medular	63
5.4.	Factores que afectan a la monitorización	69
5.4.1.	Fármacos y anestesia	69
5.4.2.	Efecto de la temperatura	72
5.4.3.	Efecto de la hipotensión	73
5.4.4.	Efecto de la actividad muscular y del bloqueo neuromuscular	73
5.5.	Monitorización neurofisiológica de las raíces nerviosas	74
5.5.1.	Electromiografía espontánea	74
5.5.2.	Electromiografía evocada tras estímulo eléctrico único: Monitorización de tornillos pediculares	76
5.5.2.1.	Definición de la técnica: Fundamentos	76
5.5.2.2.	Parámetros de estimulación	78
5.5.2.3.	Parámetros de registro	79
5.5.2.4.	Evolución e historia	79
6.	JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	83
II.	HIPÓTESIS	85
III.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	87
IV.	MATERIAL Y MÉTODOS	89
1.	PRIMERA FASE: ESTUDIO EXPERIMENTAL	90
1.1.	Animales de experimentación	90
1.2.	Técnica anestésica	91
1.3.	Técnica quirúrgica	91
1.4.	Monitorización neurofisiológica	92
1.5.	Mediciones	93
1.6.	Análisis estadístico	95
2.	SEGUNDA FASE: ESTUDIO DE MONITORIZACIÓN DE TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN PACIENTES	95
2.1.	Pacientes	96
2.2.	Técnica anestésica	96

2.3.	Técnica quirúrgica	97
2.4.	Monitorización neurofisiológica	99
2.4.1.	Potencial evocado somatosensorial cortical	99
2.4.2.	Potencial evocado motor por estímulo transcraneal	100
2.4.3.	Electromiografía evocada por estímulo eléctrico único: Monitorización de los tornillos pediculares	102
2.5.	Criterios de riesgo de daño neurológico.....	103
2.6.	TC postoperatoria	104
2.7.	Recogida de datos.....	105
2.8.	Análisis estadístico	106
V.	RESULTADOS	109
1.	PRIMERA FASE: ESTUDIO EXPERIMENTAL.....	110
2.	SEGUNDA FASE: ESTUDIO DE MONITORIZACIÓN DE TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN PACIENTES	115
VI.	DISCUSIÓN	128
1.	RESUMEN DE LOS PRINCIPALES RESULTADOS	129
2.	DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS Y COMPARACIÓN CON LA LITERATURA PREVIA	131
3.	FORTALEZAS Y LIMITACIONES DEL ESTUDIO	149
4.	IMPLICACIONES PARA LA PRÁCTICA CLÍNICA	151
5.	IMPLICACIONES EN INVESTIGACIÓN.....	151
VII.	CONCLUSIONES.....	153
VIII.	BIBLIOGRAFÍA.....	156
IX.	RESUMEN	191
X.	ANEXO.....	194

Índice de Tablas:

Tabla 1: Medias de los umbrales de estimulación basales de los tornillos pediculares torácicos, sin interposición de tejidos biológicos.	110
Tabla 2: Medias de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos en situación basal y tras la interposición de tejidos biológicos para cada posición ($P > 0,05$ para todas las comparaciones en cada distancia).	112
Tabla 3: Resultado de la regresión lineal múltiple relacionando umbral de estimulación y distancia del tornillo a la médula, ajustada por rotura cortical y tejido interpuesto. .	113
Tabla 4: Número y medias de los umbrales de los tornillos en función de su posición final y del lado de la curva escoliótica, valorados por TC postoperatoria.	117
Tabla 5: Porcentaje de tornillos mal posicionados por lado de la curva y región en relación al ápex.	120
Tabla 6: Distribución y medias de los umbrales de todos los tornillos correctamente posicionados (intrapediculares) en los distintos segmentos vertebrales.	121
Tabla 7: Validez de la monitorización mediante electromiografía evocada por estímulo único de todos los tornillos pediculares torácicos implantados.	123
Tabla 8: Umbrales de estimulación propuestos como criterios de alarma, de incertidumbre o de seguridad en función de la localización de los tornillos.	130
Tabla 9: Estudios previos de validez de la EMG evocada con respecto a la TC postoperatoria para los tornillos pediculares torácicos.	137

Índice de Figuras:

Figura 1: Tractos ascendentes y descendentes de la médula espinal. Corte transversal a través de la región torácica.	5
Figura 2: Vista esquemática de la vía sensitiva (aferente) desde los receptores periféricos hasta la corteza somatosensitiva primaria y de la vía motora (eferente) desde la corteza motora primaria hasta la fibra muscular.	7
Figura 3: Esquema de las vías motora y sensitiva periférica a nivel de las raíces nerviosas ventrales y dorsales de la médula espinal.....	10
Figura 4: Sistema de irrigación arterial de la médula espinal.	12
Figura 5: Irrigación arterial segmentaria de la médula espinal.	12
Figura 6: Esquema del cálculo del ángulo de Cobb.	23
Figura 7: Imagen intraoperatoria tras la instrumentación y corrección de la columna vertebral.....	32
Figura 8: Radiografías pre (izquierda) y postquirúrgicas (derecha) tras la corrección instrumental de escoliosis idiopática del adolescente.	33
Figura 9: Colocación de los tubos ranurados en el lado convexo de la curva escoliótica.	34
Figura 10: Inserción de barra rígida, alineación y desrotación de la escoliosis mediante sistema coplanar.....	35
Figura 11: Sistema internacional 10-20 de colocación de electrodos para electroencefalografía y potenciales evocados.....	51
Figura 12: Esquema de la técnica de monitorización mediante estímulo único de los tornillos pediculares.	77
Figura 13: Esquema que muestra la lateralización de la médula espinal hacia la concavidad a su paso por el ápex de la curva escoliótica.	84
Figura 14: Campo quirúrgico del estudio en animales de experimentación. A: Interposición de sangre. B: Interposición de grasa. C: Tornillo tocando directamente la duramadre.	93
Figura 15: Aproximación del tornillo a 2 mm de la médula.	94
Figura 16: Imagen del registro de los potenciales de acción muscular compuestos obtenidos tras la estimulación de los tornillos pediculares torácicos.	103
Figura 17: Clasificación de las posiciones de los tornillos pediculares torácicos en las imágenes de TC postoperatorias: Intrapediculares y mal posicionados (posiciones A, B y C).....	105
Figura 18: Esquema que muestra la relación espacial entre los tornillos pediculares torácicos y la médula espinal a nivel del ápex de la curva escoliótica.	106
Figura 19: Diagrama que muestra las medias y desviaciones estándar de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos implantados a distintas distancias	

de la médula espinal (8 mm; 8 mm con cortical rota; 2 mm; y en contacto con la duramadre), sin interposición de tejidos biológicos.	111
Figura 20: Recta de regresión ajustada para la media de los umbrales de estimulación de los tornillos, con su IC del 95% (sombreado).	114
Figura 21: Diagrama de flujo de los tornillos pediculares torácicos implantados, retirados y disponibles para el análisis.....	116
Figura 22: Correlación entre los umbrales de los trayectos y de los tornillos (total). .	119
Figura 23: Correlación entre los umbrales de los trayectos y de los tornillos en cada lado de la curva escoliótica.	119
Figura 24: Porcentaje de tornillos mal posicionados en relación a la región del ápex.	120
Figura 25: Número de tornillos bien y mal posicionados en función del umbral de estimulación (No se muestran los tornillos con umbrales >21 mA).	123
Figura 26: Valor predictivo positivo de los umbrales de los tornillos pediculares torácicos para la concavidad y la convexidad.	125
Figura 27: Valor predictivo negativo de los umbrales de los tornillos pediculares torácicos para la concavidad y la convexidad.	126
Figura 28: Curvas ROC para los umbrales de estimulación de los tornillos localizados en la concavidad y en la convexidad.....	127
Figura 29: Representación gráfica de los umbrales de estimulación propuestos como criterios de alarma, de incertidumbre o de seguridad en función de la localización de los tornillos.....	131

Abreviaturas utilizadas:

ANOVA	Análisis de la varianza
AUC	Área bajo la curva
DE	Desviación estándar
EI	Escoliosis idiopática
EMG	Electromiografía o electromiográfica
IM	Intramuscular
IV	Intravenosa
LCR	Líquido cefalorraquídeo
MNI	Monitorización neurofisiológica intraoperatoria
PEM	Potenciales evocados motores
PESS	Potenciales evocados somatosensoriales
RM	Resonancia magnética
ROC	Características operativas del receptor
SC	Subcutánea
SNC	Sistema Nervioso Central
TC	Tomografía computerizada
TPT	Tornillos pediculares torácicos
VPN	Valor predictivo negativo
VPP	Valor predictivo positivo

Artículos relacionados con la presente tesis:

1. Regidor, I., Blas, G. D., Barrios, C., Burgos, J., Montes, E., García-Urquiza, S., y Hevia, E. (2011). Recording triggered EMG thresholds from axillary chest wall electrodes: A new refined technique for accurate upper thoracic (T2–T6) pedicle screw placement. *European Spine Journal*, 20(10), 1620-1625.

Factor de impacto (JCR 2015): 2,13 (Posición 24/74 de la categoría *Orthopedics*, Q2).

2. Montes, E., De Blas, G., Regidor, I., Barrios, C., Burgos, J., Hevia, E., . . . Correa, C. (2012). Electromyographic thresholds after thoracic screw stimulation depend on the distance of the screw from the spinal cord and not on pedicle cortex integrity. *The Spine Journal*, 12(2), 127-132.

Factor de impacto (JCR 2015): 2,66 (Posición 11/74 de la categoría *Orthopedics*, Q1).

3. de Blas, G., Barrios, C., Regidor, I., Montes, E., Burgos, J., Pizá-Vallespir, G., y Hevia, E. (2012). Safe pedicle screw placement in thoracic scoliotic curves using t-EMG: Stimulation threshold variability at concavity and convexity in apex segments. *Spine*, 37(6): E387-395.

Factor de impacto (JCR 2015): 2,44 (Posición 16/74 de la categoría *Orthopedics*, Q1).

I. INTRODUCCIÓN

1. RESUMEN ANATÓMICO DE LA COLUMNA VERTEBRAL

La columna vertebral es una estructura longitudinal ósea resistente y flexible situada en la parte media y posterior del tronco, que se extiende desde la cabeza, a la cual sostiene, hasta la pelvis, que la soporta (Rouvière y Delmas, 1999a). Envuelve y protege a la médula espinal, que está contenida en el conducto vertebral o raquídeo. La columna vertebral se compone de elementos óseos superpuestos llamados vértebras. El número de vértebras está considerado como casi constante (de 33 a 35), divididas en siete vértebras cervicales, doce torácicas, cinco lumbares, cinco sacras, y de tres a cinco coccígeas.

Las vértebras comprenden un cuerpo vertebral, pedículos, láminas y apófisis (espinosas, transversas y articulares) (Rouvière y Delmas, 1999a). El agujero vertebral está limitado anteriormente por el cuerpo, lateralmente por los pedículos y posteriormente por las láminas. Los agujeros vertebrales superpuestos constituyen el conducto vertebral (o raquídeo). En cada una de sus regiones las vértebras presentan unas características propias. Éstas se hallan especialmente definidas en las vértebras que ocupan la porción media de la columna y se modifican en los extremos de ésta, de tal manera que el paso de un tipo de vértebra a otro es gradual.

La columna vertebral no es rectilínea, describe cuatro curvaturas en el plano sagital y una en el plano frontal. Las curvaturas sagitales se suceden de superior a inferior y están orientadas en una misma dirección, convexa y cóncava de forma alternante. La curvatura cervical es convexa anteriormente; la torácica es cóncava anteriormente; la lumbar es, de nuevo, convexa anteriormente; y, finalmente, la sacrococcígea es cóncava anteriormente. La curvatura lateral es una ligera desviación de la columna torácica a la altura de la tercera, cuarta y quinta vértebras torácicas, cuya concavidad se orienta generalmente hacia la izquierda.

2. RESUMEN ANATOMO-FISIOLÓGICO DE LA MÉDULA ESPINAL

La médula espinal es la parte del Sistema Nervioso Central (SNC) contenida en el conducto vertebral (Nieuwenhuys, Voogd y van Huijzen, 2009a). Comienza caudalmente al bulbo raquídeo a partir de la decusación de las pirámides bulbares a nivel del foramen magno craneal, rostralmente al origen de la primera raíz nerviosa cervical. El extremo caudal de la médula espinal se adelgaza en el cono medular al nivel del disco intervertebral L1-L2 y continúa caudalmente como un cordón (*filum terminale*) hasta el nivel sacro.

La médula mide un promedio de 45 cm de longitud en el hombre y de 42 cm en la mujer, tiene una anchura de un centímetro y no es rectilínea (Rouvière y Delmas, 1999b). Se encuentra contenida en el conducto vertebral y se amolda a las curvaturas de éste. La médula espinal no sigue el eje del conducto vertebral, sino que tiende a seguir el camino más corto. Está separada de las paredes óseas por las meninges que la envuelven (Byrne, Benzel y Waxman, 2000). La piamadre está adherida a la superficie externa de la médula espinal, separadas ambas de la aracnoides por el espacio subaracnoideo que contiene líquido cefalorraquídeo (LCR) (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll y Wesker, 2006a). La duramadre espinal rodea a la aracnoides y, a diferencia de la dura intracraneal, no está adherida a las estructuras óseas que la rodean. Debido a la movilidad de la columna vertebral, es necesario que el periostio de las vértebras y el saco dural puedan deslizarse uno respecto al otro. La hendidura de deslizamiento entre estos dos espacios en la región del conducto vertebral es el espacio epidural, que solamente existe fisiológicamente en esta región, y contiene tejido adiposo y los plexos venosos vertebrales internos que llenan el espacio entre la duramadre y las paredes del conducto.

2.1. Estructura interna de la médula espinal

La médula espinal, como todas las partes del SNC, está compuesta por sustancia blanca y sustancia gris (Rouvière y Delmas, 1999b).

- La sustancia gris está formada por dos masas laterales unidas entre sí por una lámina transversal llamada comisura gris. Las masas laterales se dividen en el asta anterior (motora) y el asta posterior (sensitiva), y entre ellas se encuentra la columna lateral o intermedio-lateral. A la altura del ángulo formado por el asta lateral y la base del asta posterior, la sustancia gris emite finas prolongaciones que penetran en la sustancia blanca y se comunican entre sí, formándose una red de sustancia gris conocida con el nombre de *formación reticular medular*. La sustancia gris está constituida esencialmente por los cuerpos celulares de las neuronas y por axones amielínicos. Los cuerpos neuronales se agrupan en masas claramente circunscritas llamadas *núcleos*, que se extienden en columnas más o menos continuas en toda la longitud de la médula. Los núcleos son más evidentes en las astas anteriores, mientras que en las astas posteriores la organización citoarquitectónica corresponde más fielmente a las láminas de Rexed (Nieuwenhuys et al., 2009a; Schünke, Schulte, Schumacher, Voll y Wesker, 2006b).

Desde un punto de vista fisiológico, el territorio anterior de la sustancia gris comprende la mayor parte de las astas anteriores y tiene una función esencialmente motora al albergar los somas neuronales de las motoneuronas espinales. El territorio posterior es esencialmente sensitivo y está constituido en su mayor parte por las astas posteriores, formadas principalmente por las porciones terminales de los axones sensitivos primarios provenientes de las raíces posteriores espinales y por los somas de las segundas neuronas de las vías sensitivas.

- La sustancia blanca espinal está formada por el cordón anterior, separada del cordón lateral por el asta anterior de la sustancia gris y por las raíces anteriores de los nervios

espinales; el cordón lateral, separado del posterior por el asta posterior; y el cordón posterior. Los dos cordones anteriores están unidos entre sí en la línea media por una lámina transversal de sustancia blanca, la *comisura blanca anterior*. Los cordones están ocupados por tractos motores, sensitivos, vegetativos y de asociación. Funcionalmente hablando, éstos se pueden dividir en vías ascendentes y descendentes (Nieuwenhuys et al., 2009a; Rouvière y Delmas, 1999b; Schünke et al., 2006b) (Figura 1).

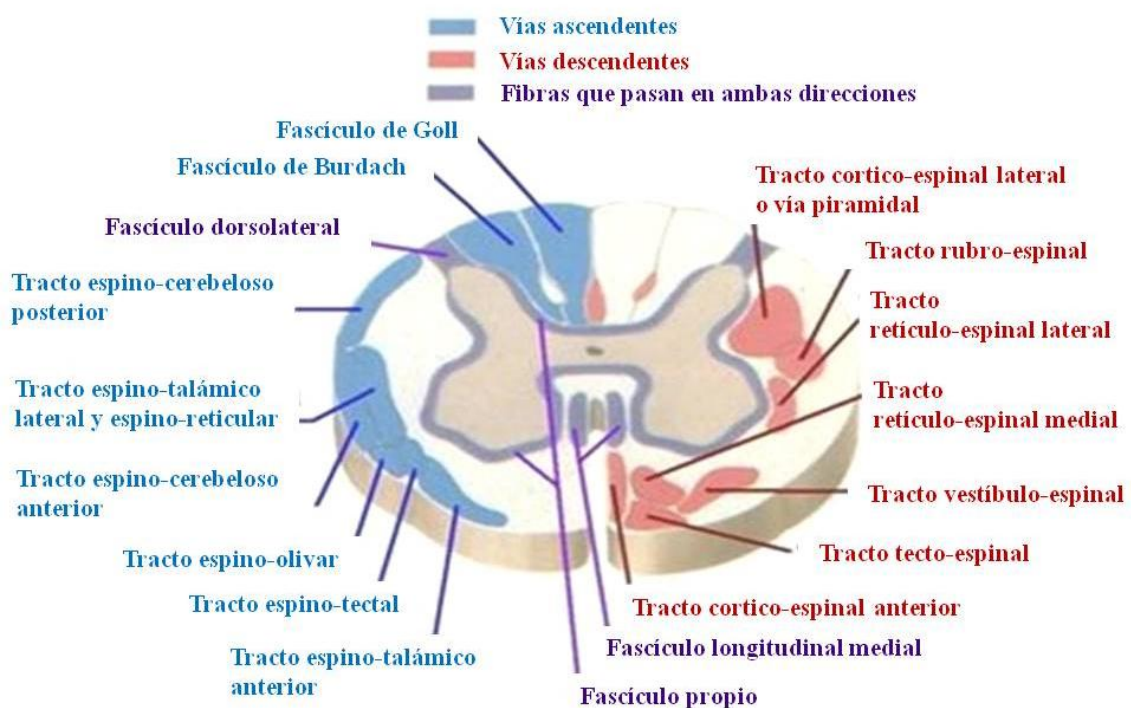


Figura 1: Tractos ascendentes y descendentes de la médula espinal. Corte transversal a través de la región torácica.

- Vías ascendentes:
 - Tractos espino-talámicos anterior y lateral (vías de la sensibilidad térmica, algésica y táctil grosera).
 - Cordones posteriores (vías de la sensibilidad vibratoria y artrocinética, o propioceptiva consciente, y táctil fina).

- Tractos espino-cerebelosos anterior y posterior (vías sensitivas propioceptivas inconscientes).
- Vías descendentes:
 - Tractos cortico-espinales anterior y lateral (o vía piramidal) (vías motoras primarias voluntarias directas).
 - Tractos rubro-espinal, retículo-espinal, tecto-espinal y vestíbulo-espinal lateral (vías motoras extrapiramidales indirectas e involuntarias, y vegetativas).

2.2. Vías sensitivas

Los cuerpos celulares de estas fibras sensitivas se encuentran en los ganglios de las raíces dorsales (primera neurona de la vía sensitiva), y sus ramas proximales entran en la médula espinal (Nieuwenhuys, Voogd y van Huijzen, 2009b; Schünke, Schulte, Schumacher, Voll y Wesker, 2006c) (Figura 2). Los axones de las fibras mielínicas que transmiten la información propioceptiva de los miembros superiores y táctil fina ascienden por los cordones posteriores ipsilaterales de la médula espinal, hasta hacer relevo con la segunda neurona de esta vía sensitiva en los núcleos de Goll y Burdach ipsilaterales localizados en la región más caudal y posterior del bulbo raquídeo encefálico. Se considera que los estímulos eléctricos sobre los nervios periféricos sensitivos también siguen esta vía. Los estímulos dolorosos y térmicos transmitidos por fibras amielínicas y mielínicas lentas hacen relevo en la segunda neurona de esta vía a nivel del asta posterior de la médula ipsilateral, y el axón de esta segunda neurona sensitiva se decusa por la comisura anterior entre uno y tres niveles por encima de la entrada de la raíz dorsal correspondiente para posteriormente ascender por el tracto espino-talámico.

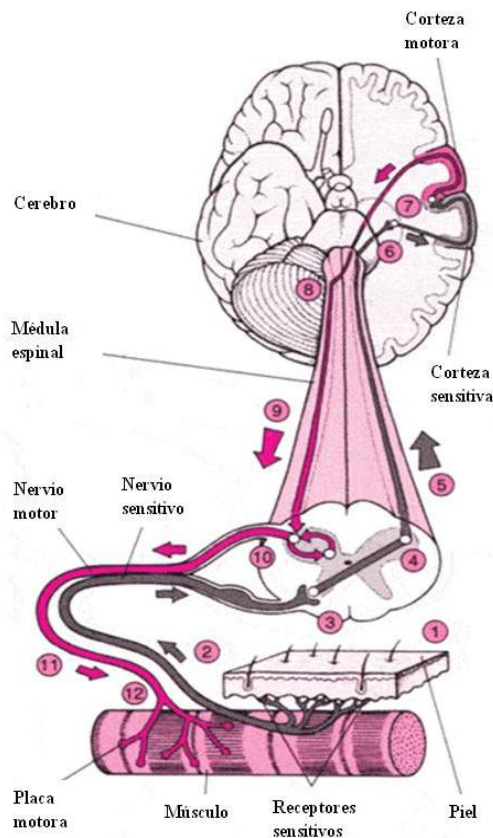


Figura 2: Vista esquemática de la vía sensitiva (aférente) desde los receptores periféricos hasta la corteza somatosensitiva primaria y de la vía motora (eferente) desde la corteza motora primaria hasta la fibra muscular.

El axón de la segunda neurona sensitiva de la vía profunda (propioceptiva) se decusa en el tronco encefálico para unirse a los axones de las segundas neuronas provenientes del tracto espino-talámico contralateral, y formar así conjuntamente el lemnisco medial que asciende en el seno del tegmento posterior del tronco encefálico hasta el núcleo ventral postero-lateral del tálamo. En el tálamo se encuentra la tercera neurona de todas las vías sensitivas, cuyo axón proyecta a través del brazo posterior de la cápsula interna y de la corona radiada hacia el área somato-sensitiva primaria localizada en el giro postcentral y en la profundidad de la cisura de Rolando (áreas 1, 2 y 3 de Brodmann). La información sensitiva es entonces procesada en las áreas de

asociación corticales. La información sensitiva sigue una distribución somatotópica a todos los niveles (Nieuwenhuys et al., 2009b).

2.3. Vías motoras

La corteza motora primaria, correspondiente al área 4 de Brodmann, está localizada en el giro precentral del cerebro (Nieuwenhuys, Voogd y van Huijzen, 2009c Schünke et al., 2006c). Tiene una disposición homuncular semejante a la del sistema sensorial, es decir, las extremidades inferiores y el tronco están representadas medialmente (parasagital y en la profundidad de la cisura interhemisférica) mientras que las extremidades superiores y la cara están representadas más lateralmente en la convexidad hemisférica.

La vía motora primaria es conocida como vía piramidal aunque en la nomenclatura actual se utiliza el término de haz o tracto corticoespinal. El haz corticoespinal lleva fibras de la corteza motora primaria hasta la médula espinal sin ningún tipo de interrupción o sinapsis. También transporta otras fibras eferentes provenientes de la corteza motora que conectan con estructuras profundas grises cerebrales en los ganglios basales y con los núcleos motores de los pares craneales en el tronco cerebral (vía cortico-nuclear) (Haines, 2004). Los axones que salen de la corteza motora discurren a través de la cápsula interna entre el tálamo y los ganglios basales. Acceden al tronco del encéfalo por los pedúnculos cerebrales del mesencéfalo, y viajan por la mitad anterior o base del tronco (mesencéfalo, puente y bulbo) hasta la región más caudal del bulbo raquídeo. A ese nivel, aproximadamente el 80% de las fibras de la vía corticoespinal se decusa por la decusación de las pirámides (en el límite entre el tronco encefálico y la médula espinal) para descender por la médula espinal por la mitad dorsal del cordón lateral como tracto corticoespinal lateral

(Schünke et al., 2006c). Las fibras no decusadas a nivel del bulbo se disponen en la médula en el tracto corticoespinal anterior ipsilateral, próximas al surco medio anterior.

Dentro de la médula, la mayoría de las fibras de primer orden hacen sinapsis en una interneurona de la sustancia gris medular, que a su vez hace sinapsis con la neurona motora (segunda motoneurona o motoneurona inferior) localizada en el asta anterior (Nieuwenhuys et al., 2009c). Sólo unas pocas fibras hacen sinapsis directamente con la motoneurona. Las fibras del haz corticoespinal lateral hacen sinapsis con interneuronas ipsilaterales, mientras que las fibras del haz corticoespinal anterior frecuentemente hacen sinapsis con interneuronas ipsi y contralaterales. La segunda motoneurona emite su axón a través de la raíz anterior medular hacia la periferia, y a través de la unión neuromuscular conecta con el músculo.

El control motor depende de una compleja red de vías y núcleos encefálicos y medulares que se interrelacionan para facilitar la precisión y finura del movimiento. Este conjunto de estructuras se denomina sistema extrapiramidal, y comprende áreas motoras corticales diferentes a la primaria (áreas premotora, motora suplementaria y prefrontal), núcleos motores profundos encefálicos (putamen, pálido, caudado, núcleo subtalámico, núcleo rojo, sustancia negra), y la participación del cerebelo y otras vías troncoencefálicas y medulares (haz rubro-espinal, haz olivo-espinal, haz vestíbulo-espinal, haz retículo-espinal, haz tecto-espinal) (Gómez-Esteban y Zarranz, 2008; Schünke et al., 2006c).

2.4. Raíces nerviosas espinales

La médula espinal puede subdividirse en 31 segmentos (ocho cervicales, doce torácicos, cinco lumbares, cinco sacros y uno coccígeo) (Rouvière y Delmas, 1999b). Cada segmento da origen a paquetes de fibras radicales dorsales y ventrales que se

unen en un par de raíces dorsales (sensitivas) y ventrales (motoras) (Figura 3). Las raíces dorsales contienen los ganglios espinales, que se localizan dentro de los forámenes intervertebrales, donde las raíces dorsales y ventrales se reúnen en un par de raíces nerviosas espinales. Todas las raíces nerviosas espinales son, por tanto, nervios mixtos (sensitivo-motores). La raíz nerviosa espinal se dirige lateralmente y pronto se divide en un ramo posterior que pasa entre las apófisis transversas y se distribuye por las partes blandas situadas posteriormente a la columna vertebral, y un ramo anterior que continúa en la dirección del nervio espinal y se distribuye en las partes lateral y anterior del cuerpo.

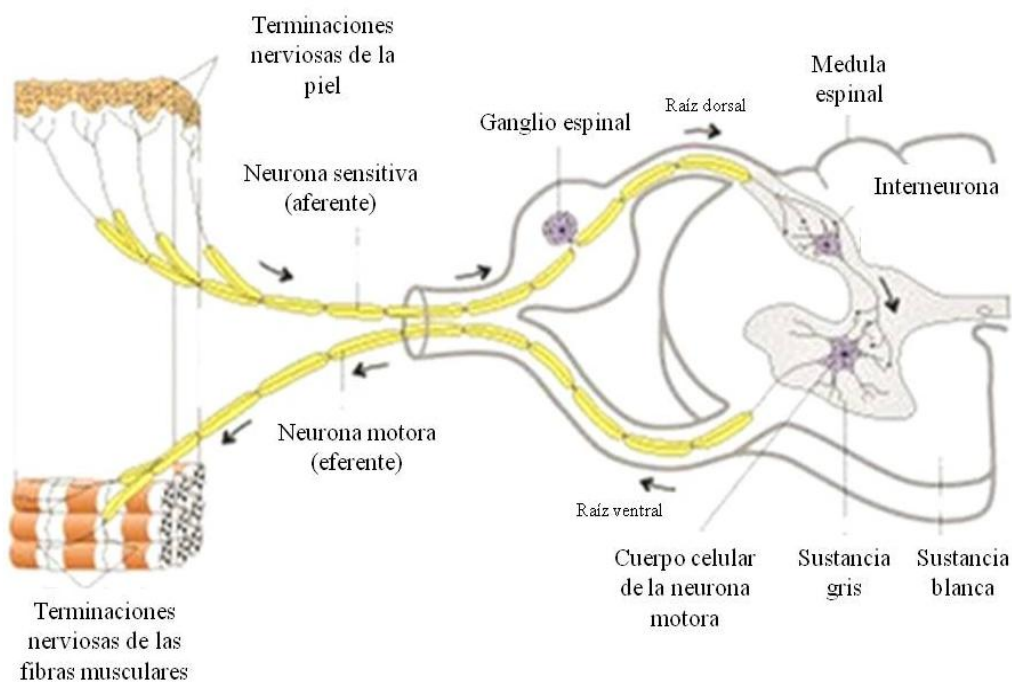


Figura 3: Esquema de las vías motora y sensitiva periférica a nivel de las raíces nerviosas ventrales y dorsales de la médula espinal.

Debido al ascenso relativo de la médula, los segmentos medulares se localizan más rostrales que sus vértebras correspondientes, por lo que las raíces descienden cierta distancia dentro del conducto vertebral hasta su salida a través del foramen intervertebral situado caudalmente a la vértebra correspondiente a partir del nivel

torácico (Schünke et al., 2006b). El manojito de raíces lumbares, sacras y coccígeas que rodean el *filum terminale*, caudal a la médula, se conoce como *cola de caballo*. Cada raíz anterior espinal recibe comunicaciones del simpático, llamados ramos comunicantes.

2.5. Vascularización medular

En la vascularización arterial de la médula espinal distinguimos un sistema horizontal y un sistema vertical comunicados entre sí (Nieuwenhuys, Voogd y van Huijzen, 2009d; Schünke et al., 2006b). El sistema vertical está formado por la arteria espinal anterior, única, en la cara ventral de la médula espinal, y por las arterias espinales posteriores, pares, en la cara dorsal (Figura 4). Estas arterias se originan a partir de ramas provenientes de la porción intracraneal de las arterias vertebrales. En los segmentos restantes, las arterias espinales obtienen la sangre de las arterias radiculomedulares segmentarias procedentes de las arterias intercostales posteriores de la aorta (Figura 5). La mayoría de las arterias segmentarias formadas durante el desarrollo embrionario se atrofian a medida que avanza el desarrollo, de forma que acaban persistiendo una cantidad variable de afluencias por sujeto (el 85% de los individuos tiene entre cuatro y siete arterias segmentarias) (Goodin, 2008). La arteria segmentaria de mayor calibre es la arteria radicular magna o arteria de Adamkiewicz. En la mayoría de casos, esta arteria entra al conducto medular a nivel entre T9 y T12, por el lado izquierdo, y se reúne allí con la arteria espinal anterior (Figura 5).

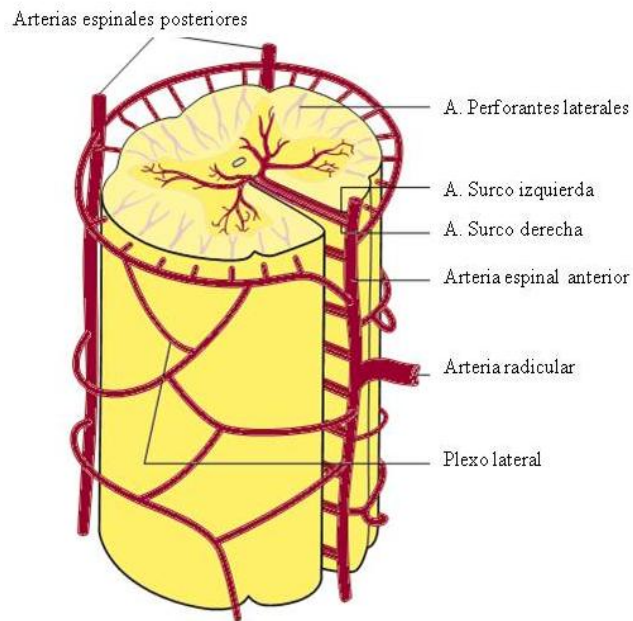


Figura 4: Sistema de irrigación arterial de la médula espinal.

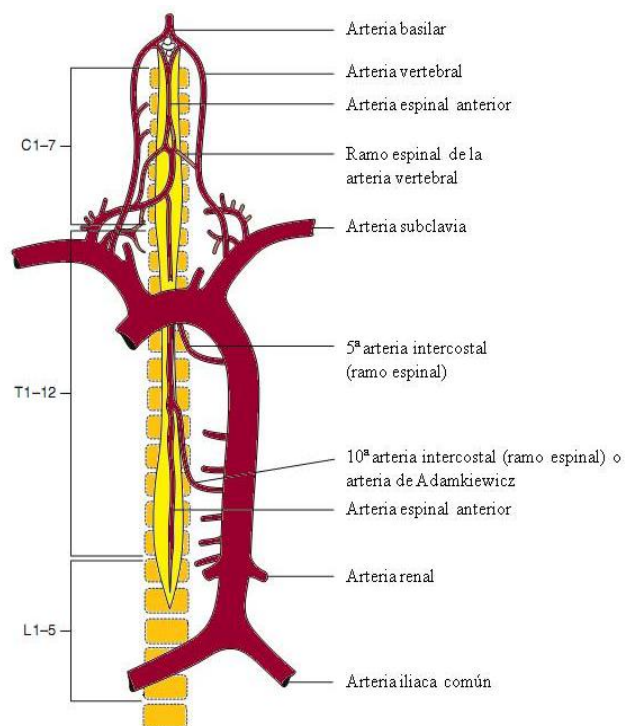


Figura 5: Irrigación arterial segmentaria de la médula espinal.

Las astas anteriores y los cordones anteriores y laterales, es decir, aproximadamente los dos tercios anteriores del segmento medular, son irrigados por la arteria espinal anterior, mientras que las astas posteriores y los cordones posteriores (el tercio posterior de la médula) lo hacen por las arterias espinales posteriores (Schünke et al., 2006b). La oclusión de la arteria espinal anterior a un determinado nivel puede provocar la lesión de las astas anteriores y de las raíces anteriores, produciendo una parálisis flácida secundaria a la lesión de las astas anteriores de la médula espinal (que contienen las motoneuronas inferiores) en los niveles afectados por la isquemia. Puede asociar un trastorno sensitivo termo-algésico y táctil grosero suspendido sobre el nivel de la isquemia, producido por la lesión de las vías espino-talámicas segmentarias. Además, si también se afecta el tracto corticoespinal situado en el cordón lateral, se puede producir una parálisis espástica por debajo del nivel de la lesión. La oclusión de la arteria espinal posterior a la altura de uno o de diversos segmentos puede afectar a las astas posteriores y a los cordones posteriores, apareciendo como consecuencia trastornos de la sensibilidad en todas sus modalidades. Si la lesión se extiende a la zona más posterior de los cordones laterales, la vía corticoespinal también puede verse afectada.

3. ESCOLIOSIS

3.1. Definición, epidemiología y etiología de la escoliosis

La deformidad escoliótica es una curvatura tridimensional que asocia una curvatura lateral en el plano frontal a una rotación vertebral en el plano horizontal y a una modificación de las curvaturas en el plano sagital. Es la deformidad tridimensional de la columna mejor conocida (Illés, Lakatos y Pál Varga, 2008). La prevalencia de la Escoliosis Idiopática (EI) del Adolescente con un Ángulo de Cobb $\geq 10^\circ$ se sitúa en torno al 3% de la población, pero sólo un 10% de los casos requiere tratamiento (Gore,

Passehl, Sepic y Dalton, 1981; Miller, 1999; Roach, 1999; Weinstein, 1989). Las curvas que exceden los 20° se observan en el 0,5% de la población (Illés et al., 2008). Afecta por igual a varones y mujeres, aunque el riesgo de progresión de la curva y por consiguiente la necesidad de tratamiento es diez veces mayor en mujeres (Miller, 1999).

La EI puede llegar a condicionar un severo trastorno funcional y estético para el paciente. El dolor crónico, la progresión de la curva en la edad adulta, la enfermedad degenerativa subsecuente, las discapacidades estructurales, los problemas cardio-respiratorios, las posibles complicaciones neurológicas, el deterioro en la esfera psicosocial, y el acortamiento de la esperanza de vida hacen de la EI un problema socio-sanitario (Helenius, Remes, Lamberg, Schlenzka y Poussa, 2008).

La causa de la EI continúa siendo desconocida. Diversos factores como alteraciones en el tejido conectivo, miopatías, alteraciones endocrinológicas, crecimiento vertebral asimétrico, disminución en el nivel de melatonina y alteraciones plaquetarias han sido implicados en su etiología, pero ninguno da una explicación completamente satisfactoria (Kouwenhoven y Castelein, 2008; Lowe et al., 2000). Existe evidencia de la existencia de una predisposición genética en estudios de concordancia con familiares afectados de EI. El patrón de herencia es desconocido y ligado a distintos cromosomas, aunque se ha propuesto un modelo multifactorial con penetrancia incompleta dependiente del sexo y la edad (Axenovich, Zaidman, Zorkoltseva, Tregubova y Borodin, 1999; Clough, Justice, Marosy y Miller, 2010; Kesling y Reinker, 1997; Sharma et al., 2011; Ward et al., 2010).

Según la localización de la curva, la EI puede ser:

- Curva torácica: Es el tipo más frecuente, y presenta el peor pronóstico. Se sitúa entre las vértebras torácicas T6 y T12, causando una deformidad severa del tórax y problemas respiratorios. Generalmente es de convexidad derecha, y a menudo

se acompaña de una marcada descompensación de la parte alta del tronco. La escoliosis combinada tiene una curva dorsal convexa derecha y una curva lumbar convexa izquierda, que normalmente se compensan entre sí. La detección de cifosis entre los segmentos espinales de las curvas dorsal y lumbar indica un particular mal pronóstico en cuanto a la progresión de la curva.

- Curva lumbar: Normalmente es convexa izquierda con el ápex localizado en L2-L3. Tiene buen pronóstico en la infancia. Nunca se acompaña de alteración de la función respiratoria. Sobre los 40 años, pueden aparecer cambios degenerativos, causando gran dolor y discapacidad.
- Curva toraco-lumbar: Con el ápex localizado en T11-T12 o L1-L2, es generalmente convexa derecha y tiene mejor pronóstico que la torácica, aunque hasta un tercio de los casos pueden presentar una marcada progresión. Las alteraciones en la función respiratoria no son frecuentes.

3.2. Clasificación de la escoliosis

Según la edad de aparición (Illés et al., 2008; Mauroy, 1996):

- Escoliosis infantil: En las que el diagnóstico se sitúa entre el nacimiento y los tres años de edad, excluyendo las escoliosis por malformación congénita. Dentro de este grupo hay dos tipos: aquellas en la que la curvatura no se extiende a toda la columna, generalmente con buen pronóstico, y que se considera como una manifestación del síndrome de compresión intrauterina; y la escoliosis maligna, que afecta menos segmentos de la columna y tiene mal pronóstico.
- Escoliosis juvenil: El diagnóstico se establece entre los tres años y el comienzo del crecimiento puberal a los diez años. Estas curvas pueden empeorar

dramáticamente en los periodos de crecimiento rápido, a los cuatro años de edad y en el pico de crecimiento de la adolescencia, por lo que es esencial realizar controles regulares especialmente en esos periodos de máximo crecimiento. Esto es particularmente importante para curvas dobles, porque en estos casos la deformidad estética visible es mucho menor.

- Escoliosis del adolescente: Son las que se desarrollan entre los diez años y el final de la maduración ósea. Son las escoliosis más frecuentes, constituyen el 80-85% de los casos (Goldstein y Waugh, 1973; McAlister y Shackelford, 1975). Suele tener mejor pronóstico. Sin embargo, se debe tener en cuenta que la escoliosis puede progresar rápidamente hasta concluir la maduración ósea, especialmente en niños, porque en las niñas la menarquia se asocia a menor crecimiento vertebral y menor progresión de las curvas.
- Escoliosis del adulto: Toda escoliosis aparecida en la edad adulta después de la madurez ósea.

Según la gravedad:

- Escoliosis leve: Grado de la curva menor de 25° (entre 10° y 25°).
- Escoliosis moderada: Grado de la curva entre 25° - 50° .
- Escoliosis grave: Grado de la curva mayor de 50° .

Según la etiología:

- Escoliosis idiopática: Es una escoliosis estructural en la que se han descartado previamente las otras causas de la escoliosis (no se encuentra ninguna etiología). Se considera un origen ligado a los mecanismos de equilibrio de la columna vertebral en posición vertical. Muchos factores han sido propuestos como desencadenantes primarios de la escoliosis (origen genético, alteración del tejido conectivo, factores neuromusculares, factores biomecánicos). La EI se considera una enfermedad genéticamente determinada. Los cambios hormonales y/o en el

tejido conectivo en el periodo del crecimiento pueden conducir al desarrollo de la escoliosis estructural en pacientes con factores genéticos y biomecánicos predisponentes.

- Escoliosis congénita: Es una escoliosis debida a una anomalía congénita del desarrollo vertebral que produce un crecimiento asimétrico. Aparece habitualmente entre la cuarta y sexta semanas de la vida embrionaria: hemivértebras, barras laterales, déficits de soldadura. El tratamiento es quirúrgico.
- Escoliosis muscular: Es una escoliosis estructural ligada a una enfermedad o a una malformación de la musculatura. Se produce por una alteración en el balance de los elementos estabilizadores activos y pasivos de la columna. Su progresión no cesa con el final de la etapa de crecimiento, a diferencia de las EI. Aparece en la artrogriposis, miopatías y el síndrome de Prader-Willi.
- Escoliosis neurógena: Es una escoliosis estructural ligada a una enfermedad o a una anomalía del tejido nervioso. Su progresión tampoco cesa con el final del crecimiento. Pueden ser:
 - De origen central: Parálisis cerebrales, siringomielia, neurofibromatosis tipo 1, mielitis, paraplejias traumáticas.
 - De origen periférico: Polineuropatías sensitivo-motoras (enfermedad de Charcot-Marie-Tooth), enfermedad de Friedreich, poliomieltis, amiotrofias espinales, mielomeningocele.
- Escoliosis toracógena: Es una escoliosis estructural ligada a una malformación de la caja torácica o como consecuencia de una toracotomía.
- Escoliosis en displasias genéticas del tejido conjuntivo: Enfermedad de Marfan, enfermedad de Ehlers-Danlos, homocistinuria, fibrodisplasia osificante.

- Escoliosis en displasias de expresión predominante cartilaginosa: Enfermedad de Morquio, mucopolisacaridosis, displasias espondiloepifisarias, displasias diastróficas, enfermedad de Hurler, mucopolipidosis.
- Escoliosis en displasias de expresión predominante ósea: Osteogénesis imperfecta, displasia cleido-craneana, síndrome de Franceschetti, síndrome de Goldenhar, secundarias a infecciones, artrosis, osteoporosis, tumores, traumatismos, espondilitis anquilosante.
- Escoliosis en alteraciones cromosómicas: Síndrome de Turner, síndrome de Klinefelter, trisomías 8, 9, 18 y 21.

3.3. Clínica de la escoliosis

La deformidad suele ser el único síntoma en la infancia, y no se suele relacionar con dolor (Illés et al., 2008). El motivo de consulta más frecuente es la sensación real o no de acortamiento de una extremidad inferior, asimetría de la talla o de las crestas iliacas, o franca deformidad del tórax (si se trata de una escoliosis de gran magnitud).

Si aparece dolor en edades tempranas, debe buscarse una causa diferente a la escoliosis como una espondilolistesis, enfermedad de Scheuermann, lesiones óseas o tumores de la médula espinal. La frecuencia de dolor aumenta con la edad debido a cambios degenerativos secundarios. Los cambios en la intensidad del dolor durante la pubertad también se relacionan con cambios hormonales. Durante el embarazo y después de la menopausia suele incrementarse el dolor.

Uno de los trastornos clínicos más importantes es la disfunción respiratoria restrictiva (Pehrsson, Bake, Larsson y Nachemson, 1991; Weinstein, Zavala y Ponseti,

1981), que se observa en las curvas más severas debido a dos factores: la rotación del pecho causada por la deformidad espinal, comprimiéndose el pulmón y limitando los movimientos respiratorios; y el incremento en la presión de la circulación pulmonar, conduciendo a una insuficiencia cardíaca.

3.4. Diagnóstico de la escoliosis

El diagnóstico se basa en (Illés et al., 2008):

- Historia clínica: Las preguntas se deben centrar en intentar determinar si existe o no una causa subyacente y en determinar el riesgo de progresión de la curvatura. Se debe hacer especial hincapié en:

- Edad de inicio (cuándo se notó la deformidad por primera vez y quién se la notó).
- Frecuencia de la progresión de la curva (la rápida progresión de la curva sugiere una etiología no idiopática).
- Antecedentes familiares.
- Antecedentes personales (fracturas óseas en miembros inferiores, infección ósea, artritis).
- Presencia o no de dolor (la presencia de dolor significativo incrementa la probabilidad de una etiología no idiopática (Mehta, 1978)).
- Circunstancias del descubrimiento de la escoliosis.
- Hábitos posturales, deportes que practica el paciente.
- Búsqueda de síntomas de escoliosis secundarias.
- Presencia de dificultad para respirar.

- Madurez puberal (edad de la menarquia, desarrollo de vello púbico, desarrollo de los senos, cambios de voz).

- Exploración física: Se debe realizar un examen estático y dinámico. El primer signo notable suele ser la aparición de una giba costal o una asimetría del talle, que con frecuencia se asocia a la pérdida de la curvatura cifótica fisiológica de la región dorsal que se hace evidente como una espalda plana. La exploración física se debe realizar con el paciente en ropa interior para que la observación sea completa en posición de bipedestación, sedestación y decúbito.

Con el paciente en bipedestación se debe observar, en una visión anterior del cuerpo, la horizontalidad de los ojos y los pabellones auriculares, la simetría del cuello, altura y simetría de los hombros, asimetría del tronco, diferencia de altura y prominencia de las crestas iliacas. En la visión posterior del cuerpo se debe valorar la presencia de giba costal, asimetría del tronco, altura asimétrica de las escápulas, altura y forma diferente de las crestas iliacas si existen disimetrías en miembros inferiores y valorar si existe descompensación lateral del tronco. La maniobra o test de Adams se realiza en bipedestación, con flexión anterior del tronco, rodillas extendidas y miembros superiores péndulos, colocando las manos a igual altura, debe observarse al paciente por delante y por detrás. La búsqueda más importante es el reconocimiento de la giba dorsal costal o lumbar, expresión de la rotación vertebral y signo patognomónico de la escoliosis estructural (Bunnell, 1993; Grossman, Mazur y Cummings, 1995; Huang, 1997). Además en esta posición del paciente se aplica un escoliómetro y se calcula el ángulo de rotación vertebral. Dicha técnica es usada habitualmente en el screening sistemático de la escoliosis (Murrell, Coonrad, Moorman y Fitch, 1993).

Se debe observar la espalda del paciente en sedestación, porque con ello se consigue eliminar la influencia de la probable asimetría de longitud de las

extremidades inferiores, que se corrige total o parcialmente con el paciente sentado. Además, inclinando el tronco hacia adelante, se puede observar mucho mejor la asimetría del tronco por rotación de las vértebras y de la parrilla costal, lo que se traduce en la giba costal que se puede medir en centímetros.

Al evaluar la conformación torácica anterior se debe observar la posible ausencia de pectoral menor (síndrome de Poland), la presencia de pectus carinatum o excavatum, asimetría mamaria y subluxaciones condro-esternales (rotación vertebral).

Se debe evaluar la facies para determinar aspecto normal o aspecto peculiar descartando síndromes genéticos, alteraciones neurológicas, metabopatías, etc.

En la piel debe observarse si existen manchas café con leche de la neurofibromatosis, en particular en el cuello y las axilas; máculas pilosas, angiomas y fosita sacrococcígea, asociadas a defectos congénitos intrarraquídeos; estrías y queloides típicos del síndrome de Ehler-Danlos, etc. La hiperlaxitud ligamentosa se valora por la protrusión del pulgar más allá del borde cubital (signo de Steinberg), la prueba pulgar-antebrazo, y el grado de hiperextensión de codos y rodillas.

En el examen de las extremidades inferiores se deben explorar las caderas, la presencia de asimetría pélvica, la posible existencia de desigualdad en la longitud, deficiencia o asimetría de las masas musculares, alteraciones del pie (cavo, talo, etc.) que puedan sugerir patología neurológica medular baja (médula anclada, diastematomielia, etc.).

La valoración neurológica debe considerar la marcha, el balance de la fuerza muscular, la coordinación motora, los reflejos osteomusculares, el reflejo cutáneo-plantar y los reflejos cutáneo-abdominales.

- Signos radiológicos: La utilidad de la radiografía es confirmar el diagnóstico de escoliosis, determinar el tipo (congénita, neuromuscular, idiopática), la severidad, y para evaluar la madurez ósea (Bunnell, 2005; Cassar-Pullicino y Eisenstein, 2002).

Para el diagnóstico de escoliosis sólo son necesarias dos proyecciones de radiografía simple realizadas en bipedestación y sin calzado, una posteroanterior y otra lateral que incluyan la pelvis y la cabeza (Cassar-Pullicino y Eisenstein, 2002; Greiner, 2002). En bipedestación las curvas de la columna en carga son más fáciles de determinar.

Una vez confirmado el diagnóstico, ocasionalmente se completa el estudio radiográfico con proyecciones antero-posteriores en decúbito y sedestación, y antes de la intervención quirúrgica se hacen radiografías con inclinación lateral izquierda y derecha, porque estos estudios aportan información importante para el tratamiento:

- Anteroposterior en decúbito: Elimina el factor de la fuerza de la gravedad y la influencia de la longitud de las extremidades inferiores sobre la magnitud de las curvas.
- Anteroposterior en sedestación: Elimina la influencia de la asimetría de las extremidades inferiores.
- Anteroposterior en decúbito con inclinación lateral hacia la derecha y otra hacia la izquierda. El paciente se inclina hacia un lado y hacia el otro. Aporta información sobre la flexibilidad de las curvas dependiendo del porcentaje de la curva que se logra corregir, y es fundamental para el estudio preoperatorio del paciente (test de *bending*) (Beuerlein, Raso, Hill, Moreau y Mahood, 2003).

El estudio radiográfico permite establecer:

- El patrón de la curva: La dirección de la curva (derecha o izquierda) viene definida por la convexidad. La localización la define la vértebra que está más desviada y rotada respecto de la línea media (el ápex de la curva). Puede ser cervical (C2-C6), cervicotorácica (C7-T1), torácica (T2-T11), toracolumbar (T12-L1), lumbar (L2-L4) o lumbosacra (L5 o inferior).
- Medir la magnitud de las curvas en grados en el plano coronal mediante el método de Cobb (Bunnell, 2005; Cassar-Pullicino y Eisenstein, 2002). Se traza una línea paralela a la superficie de los cuerpos de las vértebras del límite superior y del límite inferior de la curva escoliótica en una proyección radiográfica posteroanterior, y posteriormente se traza una línea perpendicular a cada una de ellas. El ángulo de Cobb está definido por la intersección entre estas dos rectas, y representa la magnitud de la desviación de la columna en grados (Figura 6). La escoliosis viene definida por un ángulo de Cobb $\geq 10^\circ$. Este método es el gold standard para la monitorización cuantitativa de la escoliosis.

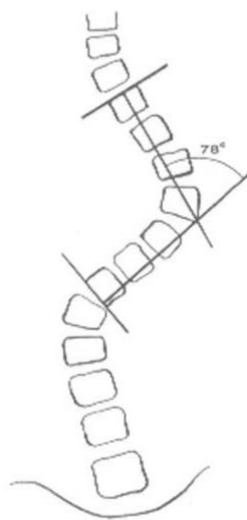


Figura 6: Esquema del cálculo del ángulo de Cobb.

- Evaluar la rotación de los cuerpos vertebrales mediante el desplazamiento de las apófisis espinosas fuera de la línea media hacia el lado cóncavo de la curva, y mediante el desplazamiento de los pedículos en la proyección posteroanterior. La flexibilidad de una curva se mide calculando el porcentaje de corrección que se logra comparando la proyección posteroanterior en bipedestación con la inclinación voluntaria que realiza el paciente en el sentido de corrección de la curva en el test de *bending*.

- Evaluar la maduración ósea a través del signo de Risser. La apófisis del hueso ilíaco es de cartílago cuando el esqueleto es inmaduro, que no es visible en las radiografías. Una vez que empieza la maduración, la apófisis empieza a calcificarse de anterior a posterior. De acuerdo al grado de calcificación de la cresta iliaca, se clasifica en (Lonstein, 1994):

- Risser 0: No hay ningún signo de osificación en la apófisis de la cresta iliaca.
- Risser 1: El cuarto anterior de la cresta iliaca está osificado.
- Risser 2: La mitad anterior de la cresta iliaca están osificados.
- Risser 3: Los 3/4 anteriores de la cresta iliaca están osificados.
- Risser 4: Toda la apófisis está calcificada pero separada del hueso ilíaco por tejido cartilaginoso.
- Risser 5: La osificación está completa, es decir, la apófisis se ha unido al hueso ilíaco.

3.5. Tratamiento conservador

En las actitudes escolióticas clínica y radiológicamente irreductibles el tratamiento se basa en la cinesiterapia global, cuyo objetivo es desarrollar el tono neuromuscular, fortaleciendo así la musculatura paravertebral y abdominal para aportar flexibilidad a la columna (Illés et al., 2008). Se trata de eliminar los posibles elementos sintomáticos: compensar la desigualdad de miembros inferiores; tratamiento antiálgico mediante masajes, fisioterapia y reeducación antiálgica; estiramiento de tejidos retráctiles como músculos, ligamentos, fascias o piel; e instaurar una reeducación de compensación postural ante obstáculos definidos, tales como una parálisis o una anquilosis.

Existe una falta de evidencia en los ensayos clínicos aleatorizados realizados de que la terapia física (ejercicios físicos específicos), la terapia quiropráctica, la estimulación eléctrica o el biofeedback sean efectivos (Bylund, Aaro, Gottfries y Jansson, 1987; Romano et al., 2012; Wong, Mak, Luk, Evans y Brown, 2001).

En las escoliosis estructurales idiopáticas, las indicaciones se esquematizan según la angulación de Cobb y la edad del paciente.

Las indicaciones para realizar tratamiento conservador mediante corsé son las siguientes (Illés et al., 2008; Nash, 1980):

- Curvas de más de 25° Cobb.
- Estadio de Risser entre 0-3: El final de la osificación corresponde al final del crecimiento de la columna, y por lo tanto se corresponde con el final de la progresión rápida de las curvas escolióticas.

La corrección de una curvatura anómala y la rotación de la columna dependen del grado de flexibilidad de la misma. Esto supone que una deformidad en el niño es

más fácil de corregir que en el adulto debido a que la columna es más flexible. Así pues, en la monitorización se debe tener en cuenta este hecho, ya que en el adulto se puede esperar mayor incidencia de complicaciones.

Las distintas formas de tratamientos conservadores fueron introducidas en los años 50 del siglo XX, observándose una mejoría gradual en la evolución de la escoliosis a lo largo de los años. Se han usado distintos tipos de corsés y de fijaciones de yeso. En la actualidad el tratamiento con corsé se recomienda en tres grupos de pacientes:

- Escoliosis infantil: En los casos de escoliosis maligna, con curvas progresivas, el corsé es el tratamiento adecuado en curvas de escasa cuantía, por encima de los 45-50º pueden requerir tratamiento quirúrgico.
- Escoliosis juvenil y del adolescente: El tratamiento con corsé puede disminuir la progresión de la escoliosis, consiguiendo curvas que pueden ser bien toleradas en la edad adulta.
- Escoliosis del adulto: Su papel es exclusivamente funcional.

Los objetivos del tratamiento con corsé son: detener o disminuir la progresión de la curva (Lonstein, 2006); disminuir o eliminar el aumento de la asimetría de las vértebras individuales; mejorar la descompensación de toda la columna vertebral, e intentar transformar una curva descompensada en dos curvas combinadas, las cuales se toleran mejor a largo plazo; y actuar en todo el tronco con el fin de conseguir tanto una mejoría estética como funcional (función respiratoria).

Existen distintos tipos de corsés:

- Boston: Se usa en curvas toraco-lumbares y lumbares cuando el ápex está por debajo de la vértebra T10. Se usa en la mayoría de curvas, se camufla fácilmente con la ropa y es bien tolerado por los pacientes.
- Milwaukee: Es un corsé activo, con una extensión al mentón (cervical), principalmente usado en escoliosis infantil y juvenil con curvas menores de 40°. Se recomienda en escoliosis del adolescente si el ápex está sobre la vértebra T8.
- Cheneau: Indicado para cualquier curva por debajo de 40°.
- Charleston: Se usa por la noche, y está indicado en curvas con gran movilidad por debajo de 25°.

Se recomienda usar los corsés durante 23 horas al día, ya que la eficacia de este tipo de tratamiento se relaciona directamente con las horas de uso diario. Así se recomienda la realización de ejercicios suaves, cuyo objetivo es disminuir la rigidez de la curva y de la joroba, y crear una cifosis dorsal:

- Ejercicios respiratorios: Incrementan la capacidad vital respiratoria y la movilidad de las costillas, y promueve el desarrollo simétrico del pecho.
- Corrección general superior del tronco: El paciente debe tener en cuenta las posturas anormales y practicar su autocorrección con el fin de proteger las curvas fisiológicas.
- Eliminar las desventajas del corsé: Realizando ejercicios respiratorios y de la musculatura general.
- Apoyo psicológico en los niños.
- Fisioterapia.

3.6. Tratamiento quirúrgico

Los objetivos del tratamiento quirúrgico son prevenir la progresión y corregir las curvas escolióticas, disminuyendo además la rotación de los cuerpos vertebrales, con lo que se corrige la giba costal y la deformidad del tronco, mejorando la calidad de vida del paciente (Illés et al., 2008). Además, la cirugía restablece en gran medida la normalidad y capacidad de la cavidad torácica dejando en su posición normal al pulmón y al corazón.

El tratamiento quirúrgico mejora las curvas por distracción de la concavidad, compresión de la convexidad y desrotación de los cuerpos vertebrales.

3.6.1. Historia de la cirugía

La primera cirugía de escoliosis fue realizada por Jules Guerin en 1839. Basándose en el hecho de que el origen de la escoliosis era muscular, la técnica que realizó consistía en una miotomía percutánea de los músculos paravertebrales.

Russel Hibbs realizó la primera fusión en 1914. Su procedimiento y sus modificaciones fueron aceptados como métodos terapéuticos durante unos 50 años. El problema que presentaba este método era que los pacientes tenían que llevar una fijación externa hasta que se alcanzaba la consolidación ósea. El objetivo era evitar la progresión de la curva, sin conseguir la corrección de la misma.

Paul Harrington realizó en 1962 la primera cirugía que sentó las bases de los procedimientos modernos para el tratamiento de las deformidades espinales (Harrington, 1962). Definió el procedimiento para el tratamiento de una escoliosis del tipo Heine-Medin, consistente en una preparación de uno a dos meses mediante una tracción activa seguida de corrección quirúrgica realizada mediante distracción con

ganchos colocados en el lado convexo de la vértebra terminal. Con este procedimiento conseguía correcciones medias del 40-45% de las curvas prequirúrgicas. El principal problema de esta técnica eran las complicaciones neurológicas secundarias a la distracción de la columna, que aparecían entre un 6-8% de los casos. Por este motivo sólo permitía correcciones en dos dimensiones, que daban lugar a espaldas planas.

Yves Cotrel y Jean Dubousset introdujeron un sistema de corrección multisegmentaria que se basaba en la corrección tridimensional de la deformidad incluyendo la rotación, no sólo en el plano horizontal, sino también en el frontal y en el sagital (Cotrel, Dubousset y Guillaumat, 1988). En un mismo procedimiento, los puntos estratégicos de la curva escoliótica se fijaban con uñas y una barra correctora que era insertada y rotada 90° hasta que las curvas alcanzaban el plano sagital y la escoliosis quedaba corregida. La desrotación disminuye la giba costal. Las dos barras introducidas a cada lado de la columna consiguen una fijación estable, por lo que no es necesaria una fijación externa postoperatoria y los pacientes pueden tener una recuperación mucho más precoz. El problema era que la mejoría de la rotación con esta técnica era pobre (Labelle et al., 1995; Sawatzky, Tredwell, Jang y Black, 1998). Posteriormente, la introducción de los tornillos pediculares torácicos (TPT) constituyó el primer sistema de fijación a través de las 3 columnas de la anatomía vertebral, con lo que se obtiene una mejoría en la corrección de los planos coronal, sagital y transversal (Belmont, Klemme, Dhawan y Polly, 2001; Belmont, Klemme, Robinson y Polly, 2002; Carbone, Tortolani y Quartararo, 2003; Hackenberg, Link y Liljenqvist, 2002; Kim et al., 2004a; Liljenqvist, Halm y Link, 1997; Liljenqvist, Lepsien, Hackenberg, Niemeyer y Halm, 2002b; Suk, Lee, Min, Cho y Oh, 1994; Suk, Lee, Kim, Chung y Park, 1995; Suk, Kim, Kim y Lee, 1999; Suk, Kim, Lee, Kim y Chung, 2001; Suk et al., 2003; Viau et al., 2002). Además, los tornillos pediculares tienden a disminuir la cifosis torácica (Kim et al., 2004a; Kuklo, Potter, Polly y Lenke, 2005b; Potter, Kuklo y Lenke, 2005).

3.6.2. Indicaciones quirúrgicas

La posibilidad de someter al paciente a una corrección quirúrgica se empieza a considerar a partir de una angulación de 40-50° (Illés et al., 2008). Además, se deben considerar otros factores:

- Velocidad de progresión de la curva: Más de 10° de progresión anualmente.
- Cuanto mayor número de segmentos espinales están afectados, mayor es la deformación espinal.
- Grado de rotación.
- Reducción de la función pulmonar: No suele aparecer hasta los 65-75° de curvatura.
- Balance del paciente: Si la parte superior y la inferior de la curva caen dentro de la línea central sacra (línea que une el sacro con la columna cervical) y si C7 está centrado en dicha línea, el paciente se considera como bien compensado, independientemente del tamaño de la curva. Sin embargo, si el paciente presenta una descompensación significativa hay que considerar la cirugía.
- Madurez ósea: Suele ser habitual esperar la madurez ósea antes de realizar una fusión e instrumentación definitiva (Estadios de Risser 4-5).

3.6.3. Tipos de técnicas quirúrgicas

El objetivo del tratamiento quirúrgico de la escoliosis y otras deformidades del raquis consiste en la fusión vertebral. El abordaje quirúrgico puede ser posterior, anterior o combinación de ambos. Desde la incorporación de las técnicas que incluyen la utilización de TPT, el abordaje quirúrgico anterior ha ido perdiendo indicaciones, por

lo que en la actualidad, el abordaje posterior es el más frecuentemente empleado en el tratamiento quirúrgico de la escoliosis (Harrington, 1962). Este tipo de procedimiento es seguro, evita estructuras vitales y permite el abordaje directo a la región posterior de los cuerpos vertebrales siguiendo un plano internervioso (Hoppenfeld y DeBoer, 2005). Se coloca al paciente en decúbito prono y se realiza una incisión recta en la línea media, tomando como referencias las apófisis espinosas de las vértebras C7 y T1 y el pliegue glúteo, que irá desde un nivel por encima hasta un nivel por debajo de la zona a instrumentar. Así se realiza en un plano internervioso, pues los nervios que inervan los músculos paravertebrales no cruzan la línea media. A continuación se van despegando los músculos de las apófisis espinosas y de las láminas. Para ampliar el abordaje se utilizan separadores autoestáticos.

A continuación se procede a la colocación de los tornillos pediculares. La técnica que se sigue utilizando hoy en día es la “técnica de manos libres” descrita por Lenke (Kim, Lenke, Bridwell, Cho y Riew, 2004b). En función de unas referencias anatómicas concretas para cada nivel lumbar o torácico, se introduce cuidadosamente un buscador pedicular de dos milímetros de diámetro siguiendo el teórico trayecto del pedículo vertebral, hasta el cuerpo de la vértebra. Posteriormente, los bordes óseos del trayecto marcado deben ser palpados con un palpador del trayecto para confirmar la integridad de los pedículos. Finalmente, se introduce un tornillo pedicular siguiendo el trayecto.

Con la incorporación de los TPT se introdujo una mejora en la capacidad de corrección de la curva ya que suponía el anclaje y manipulación vertebral a través de las tres columnas del segmento vertebral. La mecánica de estos anclajes pediculares disminuía las posibilidades de fracaso del material y el riesgo de “pull-out” o desanclaje (Lehman et al., 2008).

Además de los tornillos, según la consideración del cirujano, se pueden utilizar ganchos y alambres o cables sublaminares que se solidarizan a las barras que estabilizarán la corrección vertebral (Figura 7).



Figura 7: Imagen intraoperatoria tras la instrumentación y corrección de la columna vertebral.

La barra se dobla hasta crear el contorno anatómico en el plano sagital (Asher, 1999). Así se procede a la colocación de una barra en el lado cóncavo y otra en el convexo de craneal a caudal. Esta barra se conecta a la cabeza de los tornillos con una tuerca que no se cierra completamente. Una vez fijada la barra a los tornillos se realiza la desrotación de las barras de manera que permita la corrección del plano sagital y coronal. Tras la corrección se realiza el cierre definitivo de las tuercas de los tornillos a la barra y de esta manera, con la columna vertebral corregida y mantenida en la posición adecuada por la instrumentación, se cruentan las áreas óseas vertebrales posteriores expuestas y se aportan injertos cortico-esponjosos, para lograr la fusión vertebral en la posición conseguida. Una vez concluida la corrección de la deformidad, la cruentación ósea y el aporte de injerto se procede al cierre de la incisión (Figura 8).

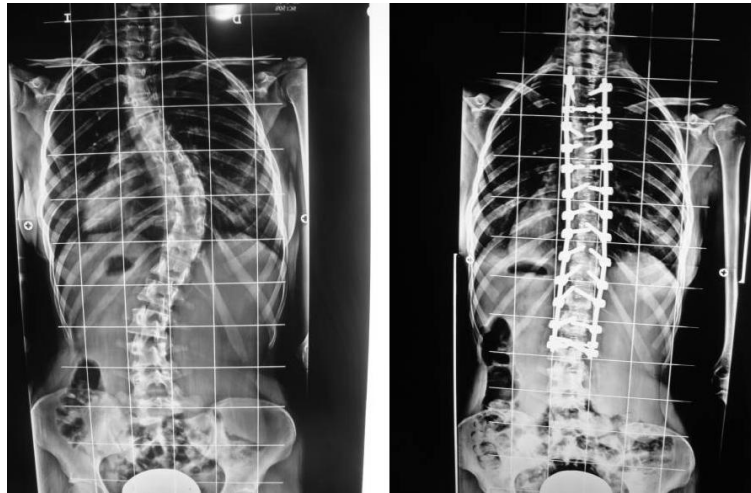


Figura 8: Radiografías pre (izquierda) y postquirúrgicas (derecha) tras la corrección instrumental de escoliosis idiopática del adolescente.

3.6.4. Nuevas técnicas. Sistema coplanar

Gabriel Pizá Vallespir y colaboradores presentaron en 2008 los resultados preliminares de una nueva técnica quirúrgica para la corrección de las curvas escolióticas tridimensionales llamada alineación vertebral *coplanar*, basada en la reubicación de los ejes vertebrales en un solo plano (Vallespir et al., 2008). El estudio fue realizado en 72 pacientes que fueron sometidos a cirugía de corrección de escoliosis mediante abordaje posterior e instrumentación. Todos ellos presentaban escoliosis idiopática del tipo Lenke I, por lo que los niveles de fusión fueron establecidos según los criterios de Lenke (Lenke et al., 2001).

El principio de la técnica coplanar se basa en que la columna vertebral está formada por segmentos móviles formados por dos vértebras y la estructura que las une. En la escoliosis, existe una rotación y traslación en los tres planos del espacio, lo que produce una pérdida de la alineación normal coplanar de los ejes vertebrales. Con esta técnica se consigue la recolocación del eje coplanar normal en un solo plano, corrigiendo así la rotación y traslación.

Para lograr esto, un tubo ranurado de acero inoxidable de 20 cm se enrosca en línea con el eje antero-posterior en cada cabeza de cada tornillo del lado convexo de la curva principal. Debido a la rotación vertebral y la traslación, los extremos de los mismos siguen la deformidad de la columna una vez que todos los tubos son colocados (Figura 9).

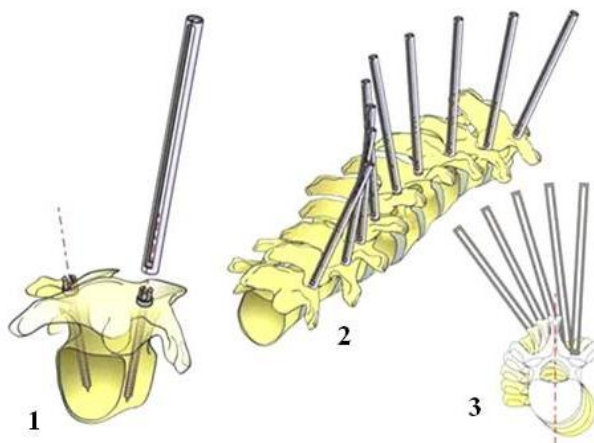


Figura 9: Colocación de los tubos ranurados en el lado convexo de la curva escoliótica.

Una barra rígida de acero inoxidable se inserta a través de la parte superior del tubo ranurado, colocado sobre el tornillo más craneal (Figura 10). Aplicando una presión suave, la barra se empuja a través de las ranuras de los tubos restantes, consiguiendo inicialmente la alineación de las puntas de los tubos en un solo eje de rotación longitudinal. A continuación, se colocan separadores de polietileno entre las puntas de los tubos reconstruyendo el ángulo cifótico normal de la columna vertebral. Una segunda barra se introduce justo debajo de la anterior y progresivamente se empuja hacia la cabeza de los tornillos. Para evitar el aplastamiento y mantener la cifosis dorsal previamente alcanzada por el descenso de la segunda barra, se inserta un bloque de polietileno en las ranuras de los tubos colocados en los extremos de la cifosis instrumentada a nivel de T11 y en el nivel más alto de instrumentación. Una vez que se ha logrado la corrección, y dejando el sistema coplanar en su lugar, se inserta

una varilla contorneada en la cabeza de los tornillos del lado cóncavo, de craneal a caudal. Cuando la corrección ha sido asegurada por la barra colocada en la parte cóncava, el sistema coplanar se retira. Por último, la segunda barra se puede insertar fácilmente, en la cabeza de los tornillos que alinean el lado convexo de la curva.

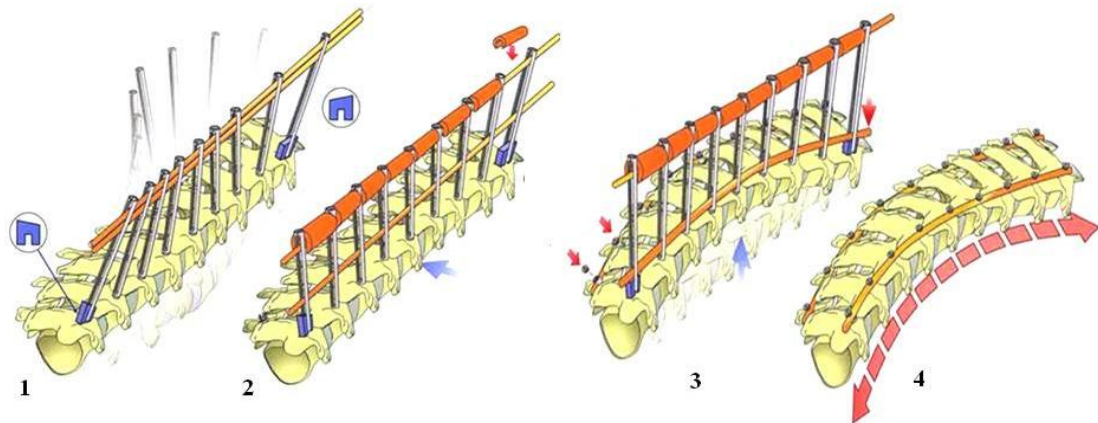


Figura 10: Inserción de barra rígida, alineación y desrotación de la escoliosis mediante sistema coplanar.

En los resultados preliminares presentados, el sistema coplanar ha demostrado su capacidad para obtener una buena corrección de la curva coronal, con desrotación apical real, sin pérdida de la cifosis dorsal.

Recientemente, un estudio prospectivo en 48 pacientes con EI del tipo Lenke 1A comparó esta técnica con la técnica de desrotación, demostrando que el sistema coplanar puede lograr una buena corrección y desrotación vertebral, aunque su principal ventaja sería que logra una normalización de la cifosis torácica a diferencia de la técnica de desrotación (Qiu et al., 2011).

3.6.5. Complicaciones de la cirugía

La cirugía correctora del raquis es un procedimiento de duración prolongada que habitualmente dura más de cuatro horas. Las complicaciones quirúrgicas son más frecuentes con el aumento del tiempo de anestesia. Los avances en los dispositivos utilizados, las técnicas y la monitorización intraoperatoria han reducido el riesgo de complicaciones mayores (Diab, Smith y Kuklo, 2007; Roach, 1999; Schwartz et al., 2007).

La función neurológica debe ser monitorizada estrechamente durante las primeras 48 horas después de la intervención, teniendo en cuenta que pueden aparecer lesiones neurológicas de forma diferida (Johnston et al., 1986). Los registros observacionales publicados recogen una frecuencia de complicaciones del 6,3% en el postoperatorio inmediato tras cirugías de corrección de escoliosis (Reames et al., 2011). Un 0,8% de los pacientes sufrieron complicaciones neurológicas, de los que el 73% se recuperó completamente y el resto lo hicieron parcialmente. La mortalidad fue del 0,02%.

Las complicaciones se pueden clasificar en (Carreon et al., 2007; Pahys et al., 2009):

- Las propias de la anestesia general (alergia a la medicación anestésica, shock, neuropatías compresivas por posturas mantenidas, hematomas por punción, complicaciones de la intubación,...).
- Las propias de cualquier cirugía ortopédica mayor (hemorragia grave, hipotermia, infección de la herida quirúrgica, dehiscencia de suturas, seromas, embolismo graso o aéreo, hipotensión arterial,...).
- Las complicaciones específicas de la cirugía de escoliosis, que pueden ser mecánicas, vasculares y neurológicas.

Las complicaciones específicas de la cirugía de escoliosis son poco frecuentes. Entre ellas podemos mencionar (Silva y Lenke, 2006):

- Lesiones neurológicas directas: Pueden ser agudas o diferidas en el tiempo. A pesar de la facilidad con que puede producirse un daño neurológico por la proximidad de las estructuras nerviosas al pedículo vertebral, las lesiones medulares o radiculares son infrecuentes en la práctica clínica y se ha descrito una baja tasa de complicaciones en manos expertas. La prevalencia de complicaciones neurológicas oscila entre el 0,10-0,72% en diversas series de casos, y era un 50% menor entre los que usaban monitorización neurofisiológica intraoperatoria (MNI) que entre los que no la usaban (Coe et al., 2006; Di Silvestre, Parisini, Lolli y Bakaloudis, 2007; Diab et al., 2007; MacEwen, Bunnell y Sriram, 1975; Nuwer, 1995; Sankar et al., 2009). Sin embargo, estas tasas no son comparables debido a que se han descrito en diferentes épocas en las que se utilizaban distintos métodos quirúrgicos (abordaje anterior, posterior, combinado, barras de Harrington,...), en pacientes de diferente gravedad, en cirugías realizadas por cirujanos con diferente perfil de experiencia, y en series no consecutivas de pacientes.

La paraplejia es la complicación de la cirugía de escoliosis más temida por el cirujano y por el paciente (Ben-David, Taylor y Haller, 1987; MacEwen et al., 1975; Nash y Brown, 1989; Winter, 1997). Otras complicaciones neurológicas son la lesión medular incompleta y la lesión de las raíces nerviosas, las cuales se pueden producir por traumatismo local durante la cirugía, o por compresión por los elementos instrumentales que se utilizan en la fijación (tornillos, barras).

- Plexopatía braquial: Se debe a la incorrecta posición del miembro superior durante la cirugía. Se puede detectar precozmente mediante la realización intraoperatoria de potenciales evocados somatosensoriales del nervio cubital (Labrom, Hoskins, Reilly, Tredwell y Wong, 2005).

- Laceración dural.
- Pseudoartrosis.
- Fracaso del implante: temprano o tardío.
- Desequilibrio coronal o sagital.
- Dolor vertebral de aparición tardía.
- Embolismo aéreo venoso: Es una complicación poco reconocida de la cirugía de columna realizada en varios niveles, como la fusión e instrumentación de la columna posterior (Wills, Schwend, Paterson y Albin, 2005).
- Complicaciones producidas por penetración de los TPT: Lesión pleural, lesión aórtica, síndrome de la arteria mesentérica superior, fractura del pedículo, compresión esofágica (Di Silvestre et al., 2007; Kakkos y Shepard, 2008; Li et al., 2010).

3.6.6. Daño neurológico en la cirugía de la escoliosis

Con el reciente desarrollo de la cirugía espinal instrumentada, ésta se ha hecho más agresiva en sus procedimientos para tratar las deformidades. En la cirugía de escoliosis, los factores que incrementan el riesgo de lesión durante la intervención son la gravedad de la curva, la existencia de daño neurológico prequirúrgico, la utilización de técnicas de distracción y la presencia de cifosis. Comparando la corrección entre distintos tipos de curvas, la cifosis presenta un mayor riesgo de daño neurológico para el paciente que la escoliosis. La cifo escoliosis presenta un riesgo mayor que las curvas cifóticas o escolióticas por separado. Mayores grados de corrección de la deformidad

escoliótica están asociados a mayor riesgo de déficits neurológicos postoperatorios (Dawson, Sherman, Kanim y Nuwer, 1991).

Una lesión medular a lo largo de la cirugía puede sobrevenir por dos mecanismos:

- Mecánico, por las distintas maniobras que se realizan a lo largo de la cirugía. Las maniobras que pueden producir lesión neurológica son: la aplicación de desrotación de la columna; maniobras de distracción y/o compresión de la columna; colocación de los alambres sublaminares; colocación o retirada del material de fusión; colocación de tornillos pediculares, etc. Producen déficit neurológico predominantemente sensitivo.

Dentro de las distintas maniobras, la desrotación es más peligrosa que la distracción y la distracción es más peligrosa para la médula que la compresión. Sin embargo, cualquiera de ellas puede ocasionar una alteración en la función medular, por lo que es necesario realizar una monitorización continua a lo largo de todas las maniobras de riesgo en la cirugía de la columna.

- Isquémico, que puede aparecer en cualquier momento de la intervención e incluso posterior a la misma. Puede producirse por hipotensión arterial mantenida durante la cirugía (mecanismo hemodinámico) o por compresión de la arteria espinal anterior o una de sus ramas. Producen déficit neurológico predominantemente motor (Diab et al., 2007; Young, Berquist, Bancroft y Peterson, 2007). La región medular más vulnerable a la isquemia es la antero-lateral, irrigada por la arteria espinal anterior. El territorio frontera se encuentra en la unión del tercio posterior (arteria espinal posterior) y el tercio lateral (arteria espinal anterior), donde se localiza el tracto corticoespinal lateral. El territorio medular anterior irrigado por la circulación anterior es más sensible a la lesión por hipoperfusión (p.ej. anemia, hipotensión, compresión venosa) que el territorio medular posterior, que además recibe flujo de las

interradiculares segmentarias (Bicknell, Riga y Wolfe, 2009; Gillilan, 1958; Jameson y Sloan, 2006).

Otro factor etiopatogénico de la isquemia medular es el aumento de la presión del LCR, bien por obstrucción a su libre circulación o por disminución en su reabsorción a nivel medular por la compresión venosa vascular. El aumento de presión del LCR podría ocasionar un descenso de la presión de perfusión medular que daría lugar a la lesión isquémica (Bicknell et al., 2009). La prevención de la lesión medular requiere una técnica quirúrgica depurada y una técnica anestésica adecuada para mantener una presión de perfusión ajustada a las necesidades metabólicas medulares (Mooney, Bernstein, Hennrikus y Macewen, 2002).

4. MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA

4.1. Definición

La MNI durante la cirugía de la columna consiste en el registro continuado de la actividad eléctrica de las estructuras neurales (médula y raíces) mediante técnicas de potenciales evocados, con objeto de detectar *in situ* los cambios en la situación neurológica funcional durante la intervención quirúrgica y antes de que se vuelvan irreversibles (DiCindio y Schwartz, 2005; Jameson y Sloan, 2006; Nuwer, Daube, Fischer, Schramm y Yingling, 1993;). Se basa, por lo tanto, en observar los cambios de la función o actividad eléctrica de las estructuras nerviosas, que normalmente preceden al desarrollo de un daño neurológico permanente (Moller, 2011a). Su principal objetivo es prevenir un déficit neurológico, identificando la lesión precozmente para que su causa pueda ser corregida lo antes posible, en el mismo acto quirúrgico y evitar así una lesión neurológica postquirúrgica (Strommen, 2009a). Otros objetivos de la MNI son guiar al cirujano en la extensión de la corrección, identificar estructuras, y

asegurar al paciente la mejor asistencia. Varios estudios multicéntricos han demostrado que la MNI durante la cirugía de la columna ha reducido la incidencia de lesiones neurológicas postquirúrgicas en un 50 % (Avellanal-Salas et al., 2004; Daube, 1999; Guérit, 1998a; Herdmann, Deletis, Edmonds y Morota, 1996), por lo que la MNI es un estándar hoy día en la cirugía del raquis (Jameson y Sloan, 2006; Padberg, Wilson-Holden, Lenke y Bridwell, 1998). Además, la monitorización presenta ventajas que van más allá de la prevención de complicaciones. Al monitorizar un procedimiento quirúrgico, el cirujano se siente seguro sobre la integridad de la médula espinal, lo que le permite extender la corrección a un grado mayor de lo que hubiera realizado sin monitorización (Strommen, 2009a). Asimismo, pacientes a quienes en el pasado se les hubiera denegado la cirugía por el alto riesgo de complicaciones, pueden ser intervenidos en el momento actual.

Sin embargo, las técnicas quirúrgicas son cada vez más agresivas, lo que permite mayores grados de corrección pero al mismo tiempo han incrementado la posibilidad de déficit postoperatorio (Pahys et al., 2009). A un mayor grado de corrección se asocia un mayor riesgo de déficits neurológicos postoperatorios (Dawson et al., 1991).

4.2. Utilidad

Donde mejor se ha establecido la utilidad de la monitorización en la cirugía de columna es en la escoliosis, al proporcionar grupos de pacientes más homogéneos. La incidencia de daño neurológico durante la cirugía de la escoliosis es pequeña, pero existe riesgo potencial de producir lesiones medulares completas con paraplejia.

Como ya se ha mencionado, una lesión medular durante la cirugía de columna puede sobrevenir por dos mecanismos: isquémico, que puede aparecer en cualquier

momento de la intervención e incluso posterior a la misma; o mecánico, por las distintas maniobras que se realizan a lo largo de la cirugía: desrotación (que es la más peligrosa), distracción, compresión, traumatismo directo, colocación de alambres sublaminares, colocación o retirada del material de síntesis, colocación de tornillos pediculares, etc (Moller, 2011a). En 1975, un informe de la Scoliosis Research Society estimaba la incidencia de lesión medular espinal en la cirugía de la escoliosis en un 0.72% (MacEwen et al, 1975). En 1994, un estudio mostró una incidencia de complicaciones del 0.55% y era un 50% menor entre los que usaban monitorización que entre los que no la usaban (Nuwer, Dawson, Carlson, Kanim y Sherman, 1995). Sin embargo, hay que tener en cuenta que aquellas lesiones producidas durante la cirugía que conlleven un déficit neurológico permanente conllevan, inevitablemente, una disminución en la calidad de vida de los pacientes durante muchos años e incluso de por vida (Moller, 2011a).

Con el reciente desarrollo de la cirugía espinal instrumentada, ésta se ha hecho más agresiva en sus procedimientos para tratar las deformidades. Por ello se han desarrollado diversas pruebas complementarias para monitorizar la función medular durante la cirugía, con objeto de mejorar la seguridad de estos procedimientos y reducir la incidencia de complicaciones (Avellanal-Salas et al., 2004).

4.3. Evolución de la monitorización

La primera prueba introducida para valorar la función medular espinal y asegurar que los procedimientos de corrección de la escoliosis no habían producido daño medular fue el test del despertar de Stagnara en 1973 (Vauzelle, Stagnara y Jouvinroux, 1973). Consiste en disminuir la profundidad de la anestesia y cesar la relajación muscular mientras el paciente está en la mesa de operación y pedirle a continuación que mueva las piernas. Este test presenta muchas limitaciones

incluyendo falsos positivos y falsos negativos, así como algunos riesgos, tales como extubación accidental, desplazamiento de la instrumentación, embolismo pulmonar, inestabilidad de los signos vitales y trauma psíquico del paciente, que puede tener memoria del procedimiento. Sin embargo, la limitación más importante es que únicamente permite evaluar la función medular una o dos veces durante la cirugía. Además el test se realiza una vez que se ha obtenido la corrección deseada y, por tanto, tiempo después del comienzo del sufrimiento medular. Este test se ha abandonado en la mayor parte de las unidades de tratamiento quirúrgico de la escoliosis desde la implantación de la MNI, que ha demostrado ser segura, eficaz y precisa en la detección de un posible daño neurológico (Stephen et al., 1996).

A finales de los años setenta del siglo pasado, se introdujo la monitorización con potenciales evocados somatosensoriales (PESS) corticales tras la estimulación de un nervio periférico de los miembros inferiores, generalmente el tibial posterior, para evaluar la función medular a lo largo de todo el procedimiento quirúrgico. Los primeros intentos de registrar potenciales técnicamente satisfactorios mostraron unos porcentajes de éxito del 50 al 80% (Allen, Starr y Nudleman, 1981). Con la evolución técnica de los equipos, la experiencia, la comprensión de los diversos efectos que los anestésicos producen en las señales y el desarrollo de nuevas técnicas, el neurofisiólogo clínico es capaz de aportar información útil durante la cirugía. Sin embargo, el potencial cortical, a pesar de su alta sensibilidad, muestra algunas limitaciones importantes como su gran susceptibilidad a los agentes anestésicos, a la hipotermia, a la hipotensión arterial y a la frecuencia de estimulación, por lo que la tasa de falsos positivos puede ser muy alta, sobre todo en las escoliosis de origen neurógeno en las que puede llegar hasta el 27-28% (Owen, Sponseller, Szymanski y Hurdle, 1995). En 1982 se estandarizó el registro del potencial evocado sensitivo medular con registro de la respuesta a nivel epidural, cuya principal ventaja es que es poco sensible a los factores que modifican el potencial cortical (Jones, Edgar y

Ransford, 1982). Sin embargo, al utilizar electrodos situados dentro del campo quirúrgico, el registro se artefacta mucho por maniobras como la aspiración, la manipulación, etc. La limitación de ambos es que únicamente monitorizan las vías sensitivas.

Aunque el registro de los PESS fue la única herramienta disponible en el desarrollo histórico inicial de la MNI, la aparición de resultados falsos negativos (PESS conservados pero con aparición de déficit neurológico motor) mostró la necesidad de monitorizar las vías motoras, lo cual no fue posible hasta finales de la década de los 90 tras resolver los problemas técnicos que representaba conseguir estimular el córtex motor en pacientes anestesiados (Lesser et al., 1986; Moller, 2011b).

En la mayor parte de los pacientes el déficit motor es más invalidante que el sensitivo. En experimentos animales, las vías motoras se han mostrado más susceptibles que las sensitivas al traumatismo medular y a la isquemia (Fehlings, Tator y Linden, 1989; Kai, Owen, Allen, Dobras y Davis, 1995; Machida, Weinstein, Yamada y Kimura, 1985). Se han descrito casos de paraplejia sin afectación sensitiva, por afectación isquémica en el territorio de la arteria espinal anterior (Haghighi et al., 1992).

Se han desarrollado diversas técnicas de monitorización de las vías motoras bien a través de la estimulación del córtex cerebral mediante estimulación eléctrica o magnética, o a través de estimulación medular (más estable por ser independiente de los anestésicos) (Nuwer, 1999). Los potenciales evocados motores (PEM) obtenidos mediante la estimulación eléctrica transcraneal con registro de potenciales musculares es el método más sensible para detectar la isquemia medular (Avellanal-Salas et al., 2004; Deletis y Sala, 2008).

Otra técnica de monitorización quirúrgica es la estimulación medular con registro en el nervio periférico, que permite la obtención de un potencial neurogénico

muy estable que asesora bilateralmente sobre la función medular. Se obtiene de forma rápida y es poco dependiente de los anestésicos, pero su mayor crítica es la duda sobre si aporta información de las vías motoras (De Blas-Beorlegui et al., 2004; Owen et al., 1995; Phillips, Blanco y Sussman, 1995).

Con el desarrollo de nuevos sistemas de instrumentación en la cirugía de columna, con mayor incidencia de complicaciones, surgió la necesidad de introducir nuevos métodos de MNI como la monitorización electromiográfica (EMG), que es un método más específico para valorar las raíces nerviosas (Bose, Wierzbowski y Sestokas, 2002; Herdmann et al., 1996; Okuyama et al., 1999). Puede ser espontánea (registra la actividad eléctrica muscular espontánea en los distintos miotomas, detectando compresión de raíces nerviosas en forma de descargas neurotónicas de alta frecuencia) o evocada por un estímulo eléctrico (técnica empleada para la monitorización de los tornillos pediculares que se usan en la cirugía de corrección de la escoliosis).

Actualmente, las metodologías recomendadas para la MNI en intervenciones de escoliosis incluyen un registro multimodal de potenciales evocados motores y sensitivos para asegurar la integridad de todos los tractos (Avellanal-Salas et al., 2004; Costa et al., 2006; Dawson et al., 1991; Deletis y Sala, 2008; Sutter et al., 2007).

4.4. Principios generales

La MNI requiere un equipo multidisciplinar. Las condiciones de registro en los quirófanos son, en muchas ocasiones, adversas, debido al gran número de otros dispositivos eléctricos presentes, que suponen una fuente de interferencias (Moller, 2011a). Los agentes anestésicos pueden alterar profundamente las señales eléctricas. Por ello, es fundamental que el cirujano, el anestesista y el neurofisiólogo sean

competentes en esta área y estén habituados a trabajar en equipo, conociendo las limitaciones que impone el proceso quirúrgico global con el fin de tomar las decisiones más adecuadas de forma conjunta.

Los equipos que se utilizan para la MNI pueden ser los mismos que se emplean en los laboratorios de neurofisiología, siempre que cumplan las especificaciones de seguridad para los quirófanos. La corriente de fuga del equipo no debe ser mayor de 100 μ A. En caso de pacientes "eléctricamente sensibles" (portadores de catéteres cardíacos o en grandes vasos) el límite es de 10 μ A. El peligro más frecuente es una conexión a tierra inapropiada por mal estado. El paciente debe conectarse a tierra en un único sitio, generalmente la tierra del bisturí eléctrico, y todos los aparatos del quirófano deben conectarse apropiadamente a tierra. En estas condiciones, una segunda tierra al paciente es innecesaria. El rechazo de modo común debe ser al menos de 85 dB para eliminar la interferencia de 50 Hz que constituye un problema habitual en los quirófanos.

Se obtendrán y almacenarán registros a lo largo de toda la monitorización que permitan una posterior revisión del proceso.

5. MÉTODOS DE MONITORIZACIÓN

Existen distintos métodos de MNI, aunque ninguno de ellos está desprovisto de limitaciones, por lo que, según la literatura, es conveniente manejar distintos tipos de potenciales para compensar los inconvenientes de cada uno de ellos y así prevenir riesgos postquirúrgicos e incrementar la seguridad del paciente.

5.1. Potencial evocado somatosensorial cortical

Los PESS constituyen un método de monitorización de la función de la médula espinal aceptado para una amplia variedad de procedimientos quirúrgicos de la médula espinal (Strommen, 2009a). Aunque son más comúnmente usados durante la cirugía de corrección de escoliosis, la monitorización con PESS aporta seguridad en cualquier cirugía de columna si en ella existe un riesgo de daño de la médula espinal. Un estudio multicéntrico entre cirujanos de Estados Unidos mostró que la incidencia de déficit neurológico postoperatorio fue de 0.55% cuando se usaban PESS y de 1.04% sin monitorización con PESS, es decir que la incidencia de complicaciones era un 50% menor entre los que usaban monitorización que entre los que no la usaban (Nuwer et al., 1995). Varias series descritas han mostrado la utilidad del potencial evocado cortical para prevenir las complicaciones neurológicas de la cirugía (Bieber, Tolo y Uematsu, 1988; Brown y Nash, 1979; Brown, Nash, Berilla y Amaddio, 1984; Mostegl y Bauer, 1984; Nash, Lorig, Schatzinger y Brown, 1977; Spielholz, Benjamin, Engler y Ransohoff, 1979; Wilber, Thompson, Shaffer, Brown y Nash, 1984). Estas series incluyen varios casos en los cuales los cambios detectados en la monitorización alertaron al cirujano a revisar la corrección.

5.1.1. Definición de la técnica

Los PESS aportan información de la vía aferente sensitiva. Se obtienen por estimulación de un nervio periférico y la respuesta se recoge en diferentes puntos a lo largo de la vía aferente, hasta el córtex somatosensorial (Nuwer et al., 1994). Ha sido el test clásicamente utilizado para la monitorización medular. La experiencia con su empleo se remonta ya a más de 30 años, si bien por sus limitaciones, fundamentalmente la alta tasa de falsos positivos, es aconsejable utilizarlo conjuntamente con otras técnicas.

5.1.2. Técnicas y parámetros de estimulación

Los nervios más utilizados son el cubital o el mediano en la muñeca para los miembros superiores; y el tibial posterior en el tobillo o en el hueso poplíteo y el peroneal en la rodilla para los miembros inferiores (Nuwer, 1998; Strommen, 2009a). La estimulación de los nervios puede ser uni o bilateral. Se suele emplear la estimulación alternante derecha/izquierda unilateral. La estimulación bilateral puede ser útil cuando la respuesta es de muy baja amplitud y el potencial está mal definido, ya que produce potenciales de mayor voltaje. Sin embargo, la estimulación bilateral puede enmascarar cambios ligeros en la función medular y fallar en detectar un cambio significativo si únicamente está alterada en un lado, es decir, puede enmascarar cambios asimétricos en los potenciales que serían fácilmente revelados por la estimulación unilateral (Lesser et al., 1986; Molaie, 1986; Strommen, 2009a).

La amplitud del potencial evocado cortical aumenta con el incremento de la intensidad del estímulo hasta un cierto nivel. Por encima de éste no hay incremento en la amplitud de la respuesta. Sin embargo, este nivel difiere entre los pacientes y entre distintos nervios del mismo paciente. Este nivel es aproximadamente dos veces el umbral motor. El umbral motor se define como la mínima intensidad de estímulo necesaria para producir movimiento visible en los músculos distales inervados por dicho nervio. El umbral motor no puede ser delimitado durante la cirugía debido al empleo de bloqueantes musculares, por lo que hay que definirlo previamente al bloqueo neuromuscular (Strommen, 2009a). Otra alternativa es incrementar la intensidad gradualmente hasta obtener un potencial evocado de amplitud máxima. Con esta intensidad de estimulación se activan las fibras gruesas mielínicas de conducción rápida, incluyendo las fibras que llevan información del tacto, posición articular y aferentes musculares (Mauguière et al., 1999).

La frecuencia de estimulación puede afectar a las respuestas evocadas (Strommen, 2009a). La frecuencia de estimulación óptima se ha establecido alrededor de 5 Hz (Nuwer y Dawson, 1984). Cuanto más rápida es la frecuencia de estimulación, más rápido se puede obtener un nuevo potencial y detectar un problema. Aunque los PESS pueden ser registrados con frecuencias de estimulación de 5 Hz o incluso de 10 Hz en la mayoría de pacientes despiertos, hay que tener en cuenta que con frecuencias más rápidas de 5 Hz la amplitud del potencial evocado puede disminuir. Sin embargo los PESS corticales se fatigan a frecuencias mayores de 3 Hz (Strommen, 2009a). La duración de la onda cuadrada que constituye el estímulo es de 0,2 ms.

5.1.3. Técnicas y parámetros de registro

Los filtros eliminan el ruido eléctrico no deseado, manteniendo los principales componentes del potencial evocado. El ruido proviene de diversas fuentes: músculo, movimiento, etc. En el quirófano, el ruido eléctrico aumenta significativamente en comparación con los laboratorios de neurofisiología debido a la gran cantidad de aparatos técnicos que se utilizan en ellos. La habitual reproductibilidad o variabilidad de los registros de los potenciales evocados puede ser afectada por los filtros utilizados (Nuwer y Dawson, 1984). La utilización de filtros muy abiertos (por ejemplo, 1 Hz de baja frecuencia), habitual en el laboratorio, están asociados con una variabilidad considerable en los potenciales evocados corticales. Filtros más restringidos (por ejemplo, 30 Hz de baja frecuencia) eliminan gran parte de los componentes lentos y tardíos mientras mantienen los componentes más rápidos, precoces y reproducibles del potencial. Por encima de 75 Hz el potencial evocado se atenúa demasiado. En general, la configuración de los filtros y la señal de amplificación que se usan en el quirófano son similares a los usados en los

laboratorios de neurofisiología para el registro de los PESS, aunque la ganancia debe ser reducida y el paso de banda restringido por el elevado ruido del ambiente (Strommen, 2009a). Normalmente una amplificación de 5-10 $\mu\text{V/división}$, una velocidad de barrido de 2-10 ms/división, filtros de baja frecuencia de 30-100 Hz y filtros de alta frecuencia de 2000-3000 Hz son satisfactorios.

Como en los PESS de rutina, la baja amplitud de las respuestas obtenidas requiere un promedio múltiple de las mismas (Strommen, 2009a). El número de estímulos promediados debe ser el suficiente para obtener una respuesta fiable y segura con el fin de aportar al cirujano una respuesta lo más rápida posible.

Para registrar las respuestas se pueden usar electrodos de superficie colocados en cuero cabelludo similares a aquellos que se usan en los laboratorios de neurofisiología, o electrodos de aguja subdérmicos (Strommen, 2009a). Los electrodos de superficie se deben unir firmemente con colodión y se deben rellenar de gel conductor para dar estabilidad y disminuir la impedancia en procesos quirúrgicos largos. Los electrodos de aguja subdérmicos son más usados y tienen mejor impedancia. Los electrodos son colocados en los sitios estándar del cuero cabelludo y a lo largo de los nervios periféricos y columna. Los puntos de registro donde habitualmente se obtiene la mayor amplitud en la cabeza son CPz, CP1 y CP2 (siendo CPz el punto medio entre Cz y Pz, CP1 el punto medio entre Cz y P3, y CP2 el punto medio entre Cz y P4) del sistema internacional 10-20 de colocación de electrodos (Klem, Lüders, Jasper y Elger, 1999) (Figura 11). Sin embargo, la mayor parte de los autores suelen elegir el punto utilizado habitualmente en los registros de laboratorio: el punto Cz' (2 cm por detrás de Cz) como electrodo activo para los registros de los PESS de miembros inferiores. En ocasiones, la máxima amplitud del potencial en scalp tras la estimulación del nervio tibial posterior se localiza contralateral al hemisferio que la debería generar (es decir, ipsilateral al nervio estimulado). A este fenómeno se le denomina "localización paradójica", y se produce porque el córtex

somatosensorial genera dipolos en varias direcciones, a veces en sentido antero-posterior y en otras ocasiones más lateralmente. Esta variabilidad se produce por diferencias anatómicas entre individuos en los surcos o circunvoluciones del córtex somatosensorial primario. El electrodo activo para el registro de los PESS de miembros superiores (mediano o cubital) se coloca en C3' o C4' (Strommen, 2009a).

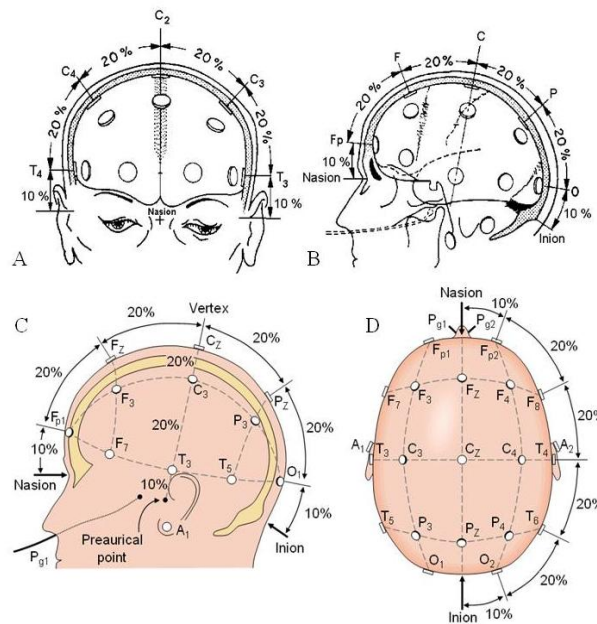


Figura 11: Sistema internacional 10-20 de colocación de electrodos para electroencefalografía y potenciales evocados.

El electrodo de referencia se coloca en la frente (Fz o FPz), oreja, nuca u hombro. Los electrodos de referencia no cefálicos permiten registrar señales eléctricas subcorticales generadas en tronco que se afectan menos por la anestesia que los picos corticales. Sin embargo, las referencias no cefálicas son generalmente demasiado ruidosas para el registro en quirófano.

Algunos autores colocan electrodos de registro adicionales en miembros inferiores que pueden documentar que el estímulo se está aplicando adecuadamente y pueden ayudar en la interpretación de los cambios que se observan más rostralmente.

Los lugares elegidos más habitualmente son el hueco poplíteo, el pliegue glúteo, o el área sobre la columna lumbosacra. Hay casos en los que la temperatura del paciente disminuye en las extremidades varios grados produciendo una disminución de la velocidad de conducción. La utilización de estos electrodos de registro permite documentar este descenso gradual de la conducción periférica permitiendo al equipo de monitorización determinar que un aumento en la latencia de los potenciales corticales es debido a un efecto del cambio de temperatura y no a complicaciones quirúrgicas.

El potencial se transmite a través de las columnas medulares dorsales (cordones posteriores), el lemnisco medial y el tálamo, fundamentalmente el núcleo ventral posterolateral, hasta el área somatosensorial primaria del córtex parietal (Chiappa y Hill, 1997). A nivel de este área cortical, se obtiene un potencial positivo llamado P39 (según otros autores, P37 o P40) en la línea media Cz' tras la estimulación de miembros inferiores, seguido por potenciales N50 y P60 con una morfología en W. La latencia de los PESS se mide al pico positivo del potencial P39, y su amplitud desde el pico de P39 al pico N50.

5.1.4. Protocolo e interpretación de los cambios

Según los criterios de riesgo de daño neurológico recomendados por la Federación Internacional de Neurofisiología Clínica (Burke et al., 1999), un cambio significativo en el PESS se define como una disminución de la amplitud mayor del 50% y/o un aumento de la latencia mayor del 10% del registro que se realiza tras la incisión quirúrgica, que es la que se debe tomar como referencia. Si bien este nivel está determinado de forma empírica, la mayor parte de las series adoptan estos valores (Brown et al., 1984; Nuwer, 1986).

Si los potenciales evocados se pierden de forma completa y persistente, existe un alto riesgo de daño medular, mientras que las pérdidas transitorias durante varios minutos con recuperación posterior no conllevan tan elevado riesgo de daño medular permanente (Burke et al., 1999). La preservación de los PESS no asegura completamente que no exista una afectación motora, a pesar de que el número de casos descritos en la literatura en los que se ha dado esta situación es muy bajo (Lesser et al., 1986). Los déficits motores pueden ocurrir como parte de un síndrome de la arteria espinal anterior o pueden ser causados por traumatismo mecánico directo sobre la porción ventral de la médula, las células del asta anterior o las raíces nerviosas.

Si persiste el decremento en registros sucesivos tras 20-30 minutos desde el reconocimiento inicial del deterioro de los PESS y no se puede explicar por otros factores reversibles como cambios anestésicos o cambios fisiológicos en la temperatura, presión sanguínea, etc, se debe informar al cirujano.

Los cambios graduales de los potenciales pueden ser causados por retracción, hematoma compresivo, o isquemia de la médula espinal o de nervios periféricos (Strommen, 2009a). Son menos frecuentes los cambios abruptos, que normalmente se relacionan con contusiones agudas de la médula espinal o infartos. Cuando la pérdida del potencial es abrupta, se debe intentar localizar el lugar de la lesión mediante el registro con electrodos epidurales, seguido de una inspección cuidadosa de la zona con el fin de encontrar un hematoma u otra causa reversible de daño medular. Es probable que exista paraplejia en casos de pérdida abrupta y no reversible del potencial. Si se observa una mejoría en la amplitud del potencial intraoperatoriamente, existe un mejor pronóstico de la función neurológica postoperatoria.

5.1.5.Falsos positivos y falsos negativos

El potencial evocado cortical es sensible a anestésicos, hipotermia, hipotensión arterial y a la frecuencia de estimulación u otros problemas técnicos, produciendo una elevada tasa de falsos positivos, variable entre las distintas series. En la encuesta realizada por la Sociedad de Estudio de la Escoliosis y la Sociedad Europea de Deformidad Espinal en 60.366 casos, la proporción de falsos positivos fue del 1,6% (Dawson et al., 1991).

Los falsos negativos son muy poco frecuentes, aunque es el problema más temido por el equipo de MNI. Debido a que solamente evalúan la vía sensitiva, los falsos negativos pueden consistir en casos de paraplejia en pacientes en los que la metodología utilizada en la MNI se había limitado a PESS (Ginsburg, Shetter y Raudzens, 1985; Lesser et al., 1986; More, Nuwer y Dawson, 1988). En un estudio multicéntrico, la tasa de falsos negativos se estableció en un 0,127% (Nuwer et al., 1995).

5.2. Potenciales evocados somatosensoriales medulares

5.2.1.Bases fisiológicas de la técnica

Existen diversas técnicas descritas para obtener este tipo de potenciales. Los electrodos de estimulación y de registro pueden ser colocados a varios niveles de la médula espinal: el espacio epidural, el espacio subaracnoideo o en cualquier lugar del campo quirúrgico.

Los potenciales generados por la médula espinal pueden ser obtenidos por la estimulación periférica de los nervios de las extremidades inferiores. Este método monitoriza las vías medulares sensitivas.

El potencial evocado medular somatosensorial presenta una forma polifásica compleja, formada por al menos tres componentes, con diferentes umbrales de activación y distintas velocidades de conducción dentro de la médula espinal. Las velocidades de conducción estimadas para las fibras más rápidas son de 65-80 m/seg y para las más lentas de 30-50 m/seg (Jones et al., 1982). Este autor, haciendo una comparación entre los potenciales evocados epidurales obtenidos por estimulación del nervio tibial posterior a nivel de hueso poplíteo y/o del maléolo interno, considera que el primer pico del potencial epidural correspondería a la activación de las fibras aferentes Ia y Ib de los husos musculares y órganos tendinosos que pasan directamente o a través de una sinapsis en el núcleo de Clarke, y que darían lugar al tracto espinocerebeloso dorsal. Este tracto está anatómicamente cercano a la vía piramidal y, por tanto, es probable que refleje un daño o isquemia de esta vía. El segundo pico del potencial epidural correspondería a la activación de las columnas posteriores. También se encontró una correlación entre el pico NII medular y el potencial evocado cortical (Machida et al., 1985). El primer pico negativo se atenuaba marcadamente tras la transección de la columna lateral mientras que la transección de las columnas posteriores producía atenuación del segundo pico negativo.

Una de las principales ventajas de esta técnica frente a los PESS corticales es que no se afectan por el uso de fármacos anestésicos, además de que se pueden obtener en pacientes con lesión cerebral concomitante.

5.2.2. Parámetros de estimulación

Para la estimulación se colocan dos electrodos subcutáneos monopolares en los nervios tibiales posteriores a nivel de los huecos poplíteos, el cátodo se coloca sobre el nervio y el ánodo desplazado tres centímetros lateralmente, realizándose una estimulación derecha/izquierda alternante o a nivel de los maléolos internos.

El estímulo es una onda cuadrada de 0,2 ms de duración. La intensidad de estimulación se ajusta hasta que aparece respuesta motora o, en el caso de no producirse movimiento por el nivel de relajantes musculares, a una intensidad supramaximal para la obtención del potencial evocado, generalmente 40 mA, al igual que para obtener los PESS corticales, con una frecuencia de estimulación de hasta 20 Hz.

5.2.3. Parámetros de registro

El registro epidural se puede hacer a cualquier nivel del campo quirúrgico mediante el empleo de electrodos de cable con multiderivaciones, electrodos de tira, cables finos o electrodos de aguja en el ligamento intraespinal (Strommen, 2009a). Para registrar directamente en la médula espinal o espacio epidural se utilizan electrodos pequeños de mecha o electrodos de platino con plástico integrado. Para cada uno de estos electrodos activos se debe elegir un electrodo de referencia apropiado. Para reducir el ruido lo mejor es que el electrodo de referencia se sitúe cercano al activo. Ambos electrodos deben ser del mismo material y estar firmemente fijados para minimizar el ruido. En las cirugías de escoliosis se suele colocar un electrodo a nivel del espacio epidural dorsal tras realizar una laminectomía, aproximadamente dos niveles por encima de la curva a corregir una vez que la columna está expuesta quirúrgicamente. Los parámetros que se deben establecer en el equipo para el registro epidural son: filtros a 100 Hz-2 kHz, con una sensibilidad de entrada a 10 μ V/división, y en la respuesta promediada a 2 μ V/división con ajuste posterior si es necesario, y un barrido a 5 ms/división.

5.2.4. Valoración e interpretación de los cambios

Según los criterios de riesgo de daño neurológico recomendados por la Federación Internacional de Neurofisiología Clínica, se considera que el nivel de alarma para avisar al cirujano se encuentra en una atenuación en la amplitud del 50%, si bien a partir de una disminución en la amplitud del potencial medular mayor del 35% hay que considerar la posibilidad de una lesión parcial o de riesgo moderado de daño medular por compresión, isquemia o exceso de distracción (Burke et al., 1999).

5.2.5. Experiencia en la literatura

Jones y colaboradores publicaron las técnicas de registro epidural introduciendo un electrodo fino mediante un catéter en el nivel cervical bajo o torácico alto (Jones et al., 1982; Jones, Edgar, Ransford y Thomas, 1983). Se colocó un electrodo de aguja de referencia en músculos paravertebrales del mismo nivel. Utilizando una frecuencia de estimulación por debajo de 20 Hz se podía obtener un potencial sin degradación. Los registros epidurales así obtenidos presentaban tres picos bien definidos con un promedio de amplitud de 2,4 μ V. Se encontró una atenuación del 30-50% en la amplitud de los potenciales en 16 de los 212 miembros monitorizados en 115 pacientes, sin producirse en ellos déficit neurológico posterior. Una atenuación superior al 50% fue considerada un hallazgo inusual y como una indicación de potenciales complicaciones neurológicas. Bradshaw y colaboradores utilizaron una técnica semejante (Bradshaw, Webb y Fraser, 1984).

En 1991, se presentó una serie de 1.168 monitorizaciones de cirugía de escoliosis realizada a lo largo de diez años mediante potencial evocado sensitivo epidural (Forbes et al., 1991). En 119 casos (10,2%) se encontró una disminución en la amplitud del potencial evocado mayor del 50%. De ellos, en 35 casos la amplitud del

potencial se recuperó espontáneamente o tras la recolocación del electrodo de registro, y no mostraron déficit neurológico; 32 mostraron descenso persistente de la amplitud del potencial y tuvieron déficit neurológico postoperatorio; y en otros 52 se detectaron cambios persistentes significativos en la amplitud del potencial evocado sin presentar secuelas neurológicas. Un caso presentó alteraciones de comienzo tardío sugestivos de alteración radicular sin evidencia de lesión medular. Ninguno de los casos que presentó disminución en la amplitud del potencial evocado menor del 50% mostró secuelas neurológicas. No hubo falsos negativos. Los factores que los autores identificaron como de riesgo de déficit neurológico postoperatorio fueron: escoliosis de origen neuromuscular, utilización de alambres sublaminares, magnitud del decremento del potencial evocado y una ausencia de recuperación intraoperatoria del potencial.

5.3. Potenciales evocados motores

La descripción de casos de déficit motor postoperatorio, principalmente de origen isquémico, que no habían sido detectados mediante los PESS determinó la necesidad de monitorizar las vías motoras además de las sensitivas (Ginsburg et al., 1985; Lesser et al., 1986; Zornow y Drummond, 1989). La diferente irrigación de las distintas zonas de la médula espinal hace que pueda existir un déficit motor sin alteración de los potenciales sensitivos o viceversa, principalmente en lesiones isquémicas (Haghighi et al., 1992).

En la mayor parte de los pacientes, el déficit motor es más invalidante que el sensitivo. En experimentos animales, las vías motoras se han mostrado más susceptibles que las sensitivas al traumatismo medular y a la isquemia (Fehlings et al., 1989; Kai et al., 1995; Machida, Weinstein, Yamada, Kimura y Toriyama, 1988a). Por tanto, es esperable que una lesión motora identificable preceda a la alteración sensorial. Además, existen algunas evidencias de una afectación más temprana de las

vías motoras en casos individuales (Machida et al., 1988a; Noël et al., 1994; Stephen et al., 1996).

Por este motivo, se han desarrollado diversos métodos para la valoración de los tractos motores. Los PEM se pueden obtener mediante estimulación transcraneal o medular.

5.3.1. Estimulación transcraneal

El córtex cerebral intacto puede ser estimulado a través del scalp. Dicha estimulación se puede realizar mediante estímulo magnético o eléctrico. La estimulación magnética no presenta ventajas sobre la eléctrica en el paciente anestesiado, sino varios inconvenientes (Strommen, 2009a). El estimulador magnético es una bobina grande y pesada que hay que mantener sobre la región del vértex craneal, y por tanto es difícil de mantener en una posición constante. Además, invade la zona de trabajo del anestesista. La estimulación magnética es más sensible que la eléctrica a los anestésicos, por lo que se requieren niveles muy bajos de anestesia para obtener potenciales adecuados, y muestra variaciones importantes en la amplitud a lo largo del registro (Burke y Hicks, 1998). La capacidad de los estímulos eléctricos de transmitir impulsos a la vía cortico-espinal es mayor que la de la estimulación magnética (Burke et al., 1993; Thompson et al., 1991). Un problema adicional con la estimulación magnética es que la estimulación debe ser intermitente debido a que la bobina se calienta con estímulos repetidos y, por tanto, puede ser imposible realizar la monitorización continua durante los periodos más peligrosos de la cirugía. El equipo es muy caro (particularmente si se requiere que tenga la capacidad de dar estímulos en trenes). Por tanto, en la actualidad se suele considerar preferible la estimulación eléctrica frente a la magnética para la monitorización quirúrgica (Herdmann et al., 1996; Strommen, 2009a).

La estimulación eléctrica transcraneal es la técnica de elección para estimular la vía cortico-espinal. Los electrodos para realizar la estimulación eléctrica transcraneal anódica se colocan en el córtex motor a nivel de C3 y C4 (aproximadamente cinco centímetros laterales a la línea media, y un centímetro por delante de la línea del vértex) (Figura 11). Estos electrodos pueden ser de cucharilla sujetos con colodion, o de aguja, preferentemente de tipo espiral. El estimulador externo (Digitimer D185) debe usar trenes de tres a cinco estímulos con 3-5 ms de intervalo, y 200-500 V. Si se obtienen valores inferiores de corriente significa que los electrodos de estimulación fallan en su contacto sobre el cuero cabelludo. La duración de los estímulos debe ser de 50 μ s. Estos pueden ser modificados hasta que se produzca una respuesta reproducible en todos los músculos explorados (Strommen, 2009b). La Sociedad Española de Neurofisiología Clínica recomienda utilizar unos parámetros de estimulación con trenes de siete estímulos con 4 ms de intervalo, de 425 V, para provocar un paso de corriente de 1 A, y duración de los estímulos de 500 μ s (Avellanal-Salas et al., 2004).

Dentro de las contraindicaciones para la realización de una estimulación eléctrica transcraneal anódica se encuentran: el ser portador de marcapasos, bombas de infusión, implantes cocleares, o tener historia de epilepsia, crisis, defectos o fracturas del esqueleto craneal, trauma craneoencefálico mayor, ictus, otras enfermedades intracraneales, o aneurismas con clips y otros fragmentos metálicos retenedores (Strommen, 2009a).

El registro se puede realizar en la zona medular o muscular:

- Registro medular: La estimulación eléctrica transcraneal con intensidad entre 250-450 V produce una onda D (directa) simple y varias subsiguientes ondas I (indirectas) con registro en médula espinal. La onda D resulta de la estimulación directa de los axones cortico-espinales, mientras que las ondas I

son generadas por activación transináptica de las neuronas cortico-espinales (Rothwell, Thompson, Day, Boyd y Marsden, 1991). Las ondas D, sobre todo cuando se obtienen con una intensidad del estímulo dos o tres veces por encima del umbral, son resistentes a los anestésicos volátiles, pero las ondas I son extremadamente sensibles (Hicks, Burke, Stephen, Woodforth y Crawford, 1992a; Hicks, Woodforth, Crawford, Stephen y Burke, 1992b; Woodforth, Hicks, Crawford, Stephen y Burke, 1999). El registro se realiza en el espacio epidural por encima y por debajo del nivel de la cirugía, necesitando frecuentemente pocos impulsos para producir un potencial evocado. El registro proximal sirve para asesorar sobre la variabilidad de impulsos individuales no promediados. La reproductibilidad es alta (coeficiente de variación menor del 10%) si la intensidad del estímulo transcraneal está entre 250-450 V para producir una onda D grande y simple. Si la onda D es pequeña la variabilidad es grande, equivalente a la de las ondas I. La onda D registrada en los niveles medulares espinales más caudales es de menor amplitud y presumiblemente más variable. Los filtros de registro deben estar entre 500 Hz-5 kHz a fin de obtener registros estables. Cuando la amplitud de la onda D es superior a 10 μ V suele ser suficiente con el promedio de ocho a diez barridos. Las ventajas de esta técnica son que los registros son bastante inmunes a los agentes anestésicos, es posible realizar relajación muscular y se puede emplear en pacientes con déficits neurológicos previos. Las desventajas son que únicamente es posible hacerlo cuando se pueden colocar electrodos epidurales, que no se identifica el lado responsable de la afectación, que se degrada con la distancia y que no se suelen obtener registros en niveles torácicos bajos ni lumbares. Este potencial es más adecuado para monitorizar la vía cortico-espinal durante intervenciones de neurocirugía.

- Registro muscular: El potencial muscular que producen los estímulos aislados es demasiado variable para permitir una monitorización adecuada. Esta variabilidad se produce por la baja excitabilidad del conjunto de motoneuronas en el paciente anestesiado con agentes inhalados, sobre todo halogenados. Esta limitación puede resolverse utilizando trenes de estímulos y anestesia intravenosa. Los estímulos pareados o en forma de trenes producen la sumación temporal de los impulsos excitatorios, lo que produce una activación de un mayor número de motoneuronas, dando lugar a potenciales más estables (Jones, Harrison, Koh, Mendoza y Crockard, 1996; Kalkman, Ubags, Been, Swaan y Drummond, 1995; Taylor, Fennelly, Taylor y Farrell, 1993). Se pueden usar electrodos subcutáneos monopolares desechables que se colocan en los músculos tibial anterior y abductor hallucis de ambos miembros inferiores para el registro de las respuestas musculares. Los parámetros de registro que se deben emplear son una sensibilidad de 50 μV /división, con filtros de 30-5000 Hz y un tiempo de análisis de 150 ms.
- Valoración e interpretación de los cambios: La monitorización de los PEM con registro medular (onda D) no ha demostrado utilidad en la cirugía espinal diferente a la de los tumores intramedulares. Los criterios de alarma de posible lesión medular de los PEM miogénicos son la desaparición de la respuesta o una disminución importante de la amplitud del potencial con respecto al basal. Dada la variabilidad de la respuesta, hasta recientemente no ha habido acuerdo sobre el porcentaje de caída requerido para alertar acerca de la misma. Algunos autores han utilizado una reducción del 80% de la amplitud en al menos uno de los seis músculos de las extremidades inferiores, con una sensibilidad del 95% y una especificidad del 91% para este criterio (Langeloo, Lelivelt, Journée, Slappendel y Kleuver, 2003). Los cambios en la latencia de los potenciales evocados motores en la médula espinal o de las respuestas

musculares no han sido útiles en la monitorización intraoperatoria. Los PEM pueden ser monitorizados con éxito en el 94,8% de los casos en las extremidades superiores y en un 66,6% en las inferiores. En este mismo estudio se demostró que en pacientes menores de siete años o mayores de 64 y en pacientes con lesión preexistente de la médula espinal se reducía el éxito en la obtención de respuestas consistentes (Chen et al., 2007). Levy y colaboradores demostraron que ningún paciente con potenciales evocados motores normales al finalizar un procedimiento neuroquirúrgico espinal desarrolló un nuevo déficit motor postoperatorio (Levy, York, McCaffrey y Tanzer, 1984; Levy, 1987). Zentner et al. (1989) y Kitagawa et al. (1989) describieron, en conjunto, siete pacientes sobre una serie de un total de 70 sujetos en los cuales había aparecido un nuevo déficit motor postoperatorio tras una reducción de la amplitud de los potenciales evocados motores de más de un 50%. Los criterios más aceptados en la actualidad han confirmado que es un criterio de alarma mayor la desaparición de los PEM miogénicos, mientras que una reducción de >80% de la amplitud de los PEM sería un criterio menor o moderado de alarma en cirugías espinales (MacDonald, 2017).

5.3.2. Estimulación medular

La activación de las vías motoras mediante estimulación de la médula espinal es más fácil que la estimulación eléctrica transcortical debido a que los anestésicos tienen menor efecto en la médula espinal que en la corteza cerebral (Strommen, 2009b). Sin embargo, gracias a los recientes avances tecnológicos, la estimulación eléctrica transcortical se ha convertido en la técnica más frecuentemente utilizada. Además, la estimulación eléctrica de la médula espinal produce una respuesta

evocada motora anterógrada y una respuesta retrógrada sensitiva a través de los cordones posteriores, interfiriendo con el registro motor.

Con la estimulación directa medular se pueden registrar potenciales robustos en la propia médula espinal (potencial evocado de la médula espinal) (Fujioka et al., 1994; Koyanagi et al., 1993; Tamaki et al., 1984), en el nervio periférico (potencial evocado neurogénico) (Owen et al., 1988; Owen et al., 1991; Phillips et al., 1995) o en el músculo (potencial evocado muscular) (Machida et al., 1988a).

La estimulación medular también se puede realizar de forma indirecta a través de la colocación de los electrodos en las apófisis espinosas, en el campo quirúrgico o en la base de la lámina vertebral cervical percutáneamente, proximal al campo quirúrgico (Owen et al., 1991; Phillips et al., 1995). Ambos métodos permiten obtener un potencial evocado neurogénico mixto a nivel del nervio en extremidades inferiores.

5.3.2.1. Registro medular

Cuando la actividad evocada es registrada en la médula utilizando un segundo electrodo epidural caudal, la intensidad del estímulo requerida es únicamente la necesaria para producir la activación de las vías medulares (3-10 mA). Cuando la actividad evocada se registra a nivel del nervio periférico o músculo, la eficacia de la estimulación medular y de la respuesta está limitada por la excitabilidad del pool de motoneuronas. En este caso puede ser necesario utilizar un doble estímulo y hay que tener en consideración los agentes anestésicos y los relajantes musculares (Burke y Hicks, 1998).

El registro a nivel medular presenta como ventajas el registrar simultáneamente, y no secuencialmente, actividad motora y sensitiva; el que los impulsos se alteran poco por los anestésicos; y que se puede utilizar una relajación

completa. Sus desventajas son que a veces los electrodos se descolocan, sobre todo el caudal, al estar situados en el campo quirúrgico; que al ser tanto el estímulo como el registro bilaterales no identifica el lado afecto; y que no informa sobre lesiones de la porción inferior medular y raíces, ya que por debajo de los niveles torácicos inferiores no se obtienen potenciales fiables (Koyanagi et al., 1993).

5.3.2.2. Registro en el nervio periférico (potencial neurogénico)

La estimulación medular con registro en el nervio periférico permite la obtención de un potencial neurogénico muy estable y que se obtiene de forma rápida. Esta técnica se desarrolló con el fin de obviar la necesidad de mantener un nivel bajo de relajantes musculares, como ocurría para obtener el potencial en músculo (Kai et al., 1995; Owen et al., 1988; Owen et al., 1991). Las ventajas de esta técnica son: que puede aplicarse a lesiones de la porción inferior de la médula o que afecten a las raíces nerviosas; que identifica lesiones unilaterales, ya que permite registrar simultáneamente el lado derecho y el izquierdo; que puede ser aplicada en cualquier tronco nervioso (incluso en raíces ventrales), por lo que el registro puede adaptarse al procedimiento realizado; y que se puede realizar (e incluso es deseable que se realice) con relajación muscular completa. La principal desventaja es que el componente motor de la respuesta es pequeño y difícil de identificar. Según Burke y Hicks (1998), la respuesta del pool de motoneuronas, aún con estímulos de alta intensidad, está limitada en pacientes anestesiados, de forma que sólo unas pocas motoneuronas descargarían a menos que el protocolo anestésico sea elegido cuidadosamente. Se podría obtener una mayor descarga del pool de motoneuronas mediante sumación temporal de los impulsos excitatorios a través de doble estimulación.

Hay autores que dudan de la contribución de las fibras motoras al potencial neurogénico, y consideran que proviene de la activación antidrómica de los cordones

posteriores o de un reflejo H activado centralmente (Deletis, 2001). Además, se han descrito dos casos de paraplejia con conservación del potencial neurogénico, lo que aumenta las dudas sobre la contribución de las fibras motoras a este potencial (Minahan, Sepkuty, Lesser, Sponseller y Kostuik, 2001). Sin embargo, según De Blas-Beorlegui et al. (2004), es indiscutible que la estimulación medular con el electrodo epidural produce activación de las fibras motoras, aunque únicamente de una parte de ellas. El primer pico del potencial probablemente llevaría en su mayor parte información sensitiva de fibras gruesas cutáneas A β , mientras que el resto de los picos llevaría información motora y sensitiva, sin poder precisar exactamente la correspondencia entre los distintos picos y el tipo de información transmitida.

De Blas-Beorlegui et al. (2004) estudiaron este método de monitorización mediante estimulación epidural y registro en nervio periférico en 51 pacientes sometidos a cirugía de corrección quirúrgica de escoliosis. En este estudio, el cátodo del electrodo de estimulación era colocado por el cirujano en el espacio epidural dorsal, dos niveles vertebrales por encima de la curva. El ánodo se colocaba en el tejido muscular cercano. Se utilizaba una frecuencia de estimulación de 1 Hz, la duración del estímulo era 0,2 ms, y el registro se obtenía en el nervio tibial posterior a nivel de hueso poplíteo derecho e izquierdo simultáneamente, mediante la colocación de electrodos subcutáneos monopolares. El cátodo se colocaba sobre el nervio y el ánodo desplazado tres centímetros lateralmente. Se emplearon filtros de 20 Hz-2 kHz y amplificación de 2 mV, con ajuste posterior según la amplitud del potencial que se obtenía. La intensidad necesaria para obtener un potencial evocado supramáximo en el nervio mixto oscilaba entre 8 y 30 mA. El número de repeticiones necesario para obtener un potencial evocado promedio reconocible es muy bajo ya que, aunque el potencial evocado neurogénico es de bajo voltaje, la relación señal/ruido es muy buena y no presenta interferencias.

Los criterios de riesgo para el potencial neurogénico no están bien definidos por la Federación Internacional de Neurofisiología clínica, aunque en general se estima también una disminución del 50% de su amplitud (Burke et al., 1999). En la serie de pacientes de De Blas-Beorlegui et al. (2004), la máxima disminución de amplitud que se encontró fue del 33%. Ningún paciente presentó déficit postoperatorio motor ni sensitivo.

Además, este potencial presenta una gran fiabilidad y estabilidad a lo largo del registro. La línea de base es muy estable y sin interferencias del campo quirúrgico cuando el paciente está bajo los efectos de los relajantes musculares, lo que aumenta la reproductibilidad del potencial. Cuando el electrodo epidural de estimulación se salió por alguna maniobra quirúrgica, su recolocación no ocasionó cambios significativos en el potencial (De Blas-Beorlegui et al., 2004).

Otra de las ventajas de este potencial es la rapidez en la obtención de las respuestas, lo que permite informar de forma rápida al cirujano de una posible alteración medular, en contraposición a lo que ocurre con los PESS, sobre todo el cortical. Además de ser más rápida la obtención del potencial evocado neurogénico por la buena relación señal/ruido, hay que tener en cuenta que los potenciales del lado derecho y del izquierdo se obtienen separadamente y, por tanto, hay que cambiar el montaje y repetir el proceso. Por el contrario, en el caso del potencial evocado cortical, hay que tener en cuenta otros factores que pueden producir una modificación del potencial sin que exista lesión neurológica: comprobar si ha habido un cambio en la administración de los anestésicos, y verificar la tensión y la temperatura antes de dar una falsa alarma. En el caso de alteración del potencial neurogénico hay que consultar al cirujano sobre la posibilidad de una descolocación del electrodo epidural.

Otras desventajas de esta técnica son que, dependiendo del tipo de intervención, no siempre es posible la colocación del electrodo, no puede registrarse a

lo largo de todo el proceso quirúrgico o no se puede obtener el potencial (en el estudio de De Blas-Beorlegui et al. no se obtuvo en el 22% de los pacientes). Asimismo, hay que ser cautelosos en la valoración del componente motor, ya que su desaparición únicamente daría lugar a una reducción parcial del potencial.

5.3.2.3. Registro muscular

El potencial evocado muscular que se obtiene tras la estimulación medular es menos sensible a los anestésicos que el de la estimulación cortical (Machida et al., 1988b; Nagle et al., 1996; Taylor et al., 1993; Zentner, 1989). Requiere también un régimen de administración de relajantes musculares adecuados a dosis subparalíticas (Calancie, Klose, Baier y Green, 1991; Taniguchi y Schramm, 1991; Ubags, Kalkman y Been, 1998; Watt, Fraser, Soni, Sett y Clay, 1996; Zentner, 1989); lo mejor es ajustar la estimulación a un valor umbral que produzca poco movimiento del paciente, a fin de no causar problemas al cirujano.

Las mejores respuestas se obtienen con pares de estímulos a intervalos de 3-5 ms. Puede registrarse en múltiples músculos, por lo que es posible elegir los más adecuados a la necesidad clínica.

En los parámetros de registro se deben colocar los filtros entre 200 Hz-5 kHz. Estos filtros pueden distorsionar la señal y atenuar su amplitud, pero dan una mayor estabilidad a la línea de base. La relación señal/ruido de la respuesta motora es suficiente para obtener potenciales sin necesidad de promediación. Las principales ventajas de esta técnica son: que puede identificar una alteración unilateral; que los potenciales evocados con estimulación en la médula espinal son resistentes a la anestesia; que no hay intrusión en el campo quirúrgico; que pueden ser registrados

junto con los PESS; y que pueden ser utilizados para monitorizar médula espinal y raíces nerviosas (Strommen, 2009a).

Las desventajas incluyen que la variabilidad de los potenciales evocados musculares con estimulación espinal depende del nivel de bloqueantes neuromusculares, y que no es posible que se realice la técnica con estimulación espinal durante cirugías raquídeas cervicales.

5.4. Factores que afectan a la monitorización

5.4.1. Fármacos y anestesia

La MNI de los PESS y PEM requiere modificar la técnica anestésica, ya que la mayoría de los fármacos anestésicos deprimen las vías polisinápticas incluidas en la transmisión del impulso nervioso (Banoub, Tetzlaff y Schubert, 2003; Gibson, 2004). Hace tiempo que es conocida la alteración que provocan algunas sustancias como los agentes anestésicos sobre los potenciales evocados (Abrahamian, Allison, Goff y Rosner, 1963; Allison, Goff, Abrahamian y Rosner, 1963). La anestesia reduce la amplitud de los PESS corticales y en menor medida también reduce los PESS registrados en cualquier otro lugar (Sloan, 1998). Puesto que la reducción en la amplitud está directamente relacionada con la profundidad de la anestesia, ésta debe mantenerse lo más superficial posible. El primer efecto de la anestesia sobre los PESS corticales es un aumento gradual en la latencia y disminución en la amplitud (Strommen, 2009a). Estos efectos aumentan cuanto mayor sea el tiempo de la anestesia. Raramente los potenciales corticales mejoran tras la inducción de la anestesia. En una pequeña proporción de casos, predominantemente niños y adolescentes, la respuesta se pierde inmediatamente tras la inducción de la anestesia. La premedicación tiene pequeños efectos en los potenciales evocados sensitivos.

Todos los agentes lipofílicos que interfieren con las membranas neuronales también interfieren con la conducción subcortical causando así un incremento del tiempo de conducción central, y todos los agentes que interfieren con el electroencefalograma también obstaculizan a los potenciales evocados que presentan el mismo rango de frecuencias (Guérit, 1998b).

Como los potenciales evocados sensitivos con registro medular tienen menor sensibilidad a los anestésicos que los corticales, una combinación de ambos potenciales aporta una gran ventaja a la hora de poder determinar si los cambios en las respuestas pueden estar relacionados con el nivel de anestesia (Strommen, 2009a).

El efecto anestésico varía en función del agente empleado. Los que producen mayor alteración son los anestésicos inhalados. Así, el efecto es menor con fentanilo y óxido nitroso, mayor con isoflurano y enflurano, y mucho mayor con halotano. Los nuevos agentes anestésicos inhalados, incluyendo desflurano y sevoflurano, parecen tener un mecanismo de acción similar al isoflurano, por lo que llevan a una similar reducción en la amplitud de los potenciales y al añadir óxido nitroso a estos agentes la reducción de la amplitud se hace más marcada (Banoub et al., 2003). El isoflurano afecta más a los potenciales de miembros inferiores que a los de miembros superiores, por lo que los PESS de miembros inferiores pueden desaparecer cuando el nivel de isoflurano se incrementa al 0,75% (Nuwer y Dawson, 1984).

El propofol (anestésico general intravenoso de acción corta) y el midazolam (inductor del sueño, usado para la inducción anestésica de acción corta) dan lugar a unos potenciales evocados sensitivos tanto de miembros superiores (N20) como de miembros inferiores (P40) de latencia y amplitud estables para la monitorización de la función de la médula durante la cirugía de columna (Lauer, Munshi y Larson, 1994).

Puede haber algún incremento en la latencia y disminución en la amplitud justo inmediatamente después de su inducción.

Los barbitúricos a bajas dosis producen escasos cambios en la latencia o amplitud de los componentes precoces del PESS. Dosis suficientes para causar un patrón de brote-supresión en el electroencefalograma no alteran el potencial N20 (Newlon, Greenberg, Enas y Becker, 1983). Sin embargo, cuando se utilizan dosis moderadas o altas, o se administra en forma de bolos intravenosos, pueden causar retrasos de 1-2 ms en las latencias de la N20 y P37 y alteraciones en la forma y amplitud de los potenciales evocados. Los bolos pueden afectar incluso al potencial epidural (Shimoji y Kano, 1975).

Los narcóticos administrados por bolo o por infusión continua producen cambios de diversos grados, tanto en el potencial cortical como en el epidural (Maruyama et al., 1980; Pathak, Brown, Cascorbi y Nash, 1984; Shimoji y Kano, 1975).

Los PEM obtenidos mediante estimulación cortical magnética o eléctrica muestran una sensibilidad similar o superior a los anestésicos que los PESS. Los agentes anestésicos son el factor más importante que afectan a los PEM. Dichos agentes pueden suprimir la respuesta en distintos lugares pero particularmente en aquellos en los que está implicada la transmisión sináptica, es decir, sobre todo en la corteza cerebral, células del asta anterior y en la unión neuromuscular (Sloan y Heyer, 2002). Los agentes halogenados inhalados (como el isoflurano) abolen fácilmente la respuesta por bloqueo tanto de la corteza como de las células del asta anterior medular (Calancie et al., 1991; Ubags et al., 1998; Watt et al., 1996). Estos efectos afectan fundamentalmente a las ondas I (indirectas) más que a las ondas D (directas) (Hicks et al., 1992a). La concentración de estos agentes debe permanecer muy baja (<0.5 %).

Una marcada disminución en la amplitud de los PEM ha sido descrita con barbitúricos, propofol y midazolam (Schmid, Boll, Liechti, Schmid y Hess, 1992; Schönle et al., 1989). El etomidate causa una depresión inicial de la amplitud seguido de un retorno a la línea de base (Ubags, Kalkman, Been, Porsius y Drummond, 1997). No se han observado efectos con fentanilo y ketamina (Kalkman et al., 1992).

Durante el prolongado procedimiento quirúrgico, un registro eficaz puede conseguirse mediante altas dosis de opiáceos, por ejemplo con remifentanilo 0,3-1 µg/kg/min con dosis bajas de propofol y nula o mínima utilización de N₂O y/o agentes halogenados.

Como norma general deben evitarse los bolos de medicación, especialmente de las sustancias que producen cambios claros en la función del SNC, incluyendo los barbitúricos, lidocaína y narcóticos. Es recomendable la administración de medicamentos mediante infusión continua. Si en alguna circunstancia es necesaria la administración de sustancias en forma de bolos, la interpretación de los hallazgos durante un periodo de cinco a diez minutos debe hacerse con cautela.

5.4.2. Efecto de la temperatura

La temperatura en las extremidades puede disminuir durante la intervención en varios grados. Esto produce una disminución de la velocidad de conducción de los nervios, incrementando la latencia de los picos de los potenciales evocados, pero sin cambios significativos en la amplitud.

El enlentecimiento de la velocidad de conducción puede ser controlado con un registro de la conducción nerviosa periférica. La conducción central puede mostrar también algún grado de retraso pero mucho menor. Por debajo de los 30°C es difícil o imposible el registrar potencial evocado cortical.

5.4.3. Efecto de la hipotensión

El mantenimiento de la presión arterial media por debajo de los 90 mm de Hg produce una disminución del 49% de la pérdida sanguínea y una disminución del 42% de requerimiento de transfusiones en la anestesia durante la cirugía de la médula espinal (Lawhon, Kahn, Crawford y Brinker, 1984). Sin embargo se ha descrito que la hipotensión arterial produce alteraciones del PESS cortical y de los potenciales evocados subcorticales, aunque en menor grado (Grundy, Nash y Brown, 1981; Loder, Thomson y Lamont, 1991; York, Chabot y Gaines, 1987).

Las alteraciones de la presión arterial pueden prolongar la latencia y reducir la amplitud de los PESS, así como también afectar a los PEM, especialmente si la presión arterial media es menor de 70 mm de Hg (Strommen, 2009a).

5.4.4. Efecto de la actividad muscular y del bloqueo neuromuscular

La actividad muscular de los músculos cercanos puede también producir artefactos no deseados si esta actividad no es bloqueada (Strommen, 2009a). La actividad muscular puede ser tan prominente como para esconder los potenciales evocados sensitivos. Esto ocurre con mayor frecuencia cuando el nivel de anestesia es bajo.

En el caso de los PEM registrados en los músculos, hay que tener en cuenta que el empleo de agentes bloqueantes neuromusculares pueden suprimir o eliminar las respuestas. Para un registro eficaz de los PEM por estimulación transcraneal, hay que minimizar el empleo de bloqueantes neuromusculares o bien realizar su titulación apropiada mediante perfusión continua y monitorización del grado de bloqueo neuromuscular en nervio periférico (Pajewski, Arlet y Phillips, 2007). En ambas situaciones hay que tener en cuenta que con la estimulación eléctrica transcortical

siempre se va a generar un ligero movimiento del paciente, por lo que es recomendable avisar al cirujano antes de aplicar el estímulo. Por otro lado, cuando se utilizan otros métodos de monitorización como la estimulación medular epidural para obtener el potencial neurogénico (Accadbled, Henry, Gauzy y Cahuzac, 2006), la técnica anestésica debe cambiarse y utilizar un bloqueo neuromuscular profundo debido a que las sacudidas musculares que provoca el estímulo pueden ocasionar movimientos súbitos del paciente que dificultan el acto anestésico-quirúrgico (De Blas-Beorlegui et al., 2004).

5.5. Monitorización neurofisiológica de las raíces nerviosas

En la cirugía de columna pueden lesionarse las raíces nerviosas cervicales, torácicas o lumbosacras (Strommen, 2009a). Las radiculopatías causadas por compresión local o tracción de las raíces son una complicación ocasional de la cirugía de escoliosis. En los casos en los que las raíces o nervios pueden estar en riesgo, la monitorización mediante EMG puede avisar del daño causado por manipulación, tracción, o isquemia de dichas raíces nerviosas y puede minimizar así el riesgo de estas estructuras (Harper, Daube, Litchy y Klassen, 1988; Holland, 1998). Se puede realizar mediante diversas técnicas:

5.5.1. Electromiografía espontánea

Consiste en recoger la actividad eléctrica muscular espontánea desde los distintos miotomas de las extremidades superiores e inferiores, usando un equipo que tenga osciloscopio y altavoz. Éste tipo de monitorización se utiliza como método de análisis en tiempo real durante todo el procedimiento quirúrgico. Se pueden utilizar tanto electrodos de superficie, como electrodos subcutáneos y agujas monopolares o

concéntricas. Los electrodos de superficie no son adecuados porque no pueden registrar la actividad profunda de los músculos (Strommen, 2009a). Habitualmente se utilizan dos electrodos de aguja monopolares de 10-12 mm de longitud en cada músculo, separados unos 5 mm para obtener una respuesta selectiva del mismo (Avellanal-Salas et al., 2004). El registro se puede llevar a cabo en cualquier músculo somático y la selección de los mismos depende de aquellas estructuras que puedan estar en riesgo durante la cirugía (Strommen, 2009a). Los parámetros que se utilizan para el registro son: un tiempo de análisis del osciloscopio de 100 ms/división, con una sensibilidad de 50 μ V, usando filtros de baja frecuencia de 10 Hz y de alta frecuencia de 1,5 kHz (Avellanal-Salas et al., 2004).

La manipulación del tejido nervioso (por estimulación eléctrica, mecánica o irritación metabólica) provoca la aparición de descargas neurotónicas (series irregulares, bruscas, de uno o más potenciales de unidad motora, generalmente de alta frecuencia de entre 50-200 Hz), que pueden durar segundos o prolongarse incluso minutos, indicativa de compresión de una raíz y que reflejan la actividad de las células del asta anterior (Obi et al., 1999). Cada descarga puede contener de uno a diez potenciales de unidad motora individuales que descargan a frecuencias altas de entre 50-200 Hz (Daube y Harper, 1989; Harper y Daube, 1998). Las series largas son más frecuentes, y se deben al estiramiento o irritación de la raíz. La sección de una raíz puede provocar series largas y continuas de descargas neurotónicas (Burke et al., 1999). Las descargas neurotónicas se deben distinguir de otro tipo de potenciales, como los que se deben a las interferencias que provoca el bisturí eléctrico, el cavitron, el respirador, el movimiento de la aguja, y la actividad muscular, que contiene potenciales de unidad motora muchas veces presentes cuando el paciente no está anestesiado profundamente. Si el músculo se ha denervado parcialmente, obtenemos potenciales de fibrilación, mioquimias, ruido de placa motora y descargas repetitivas complejas. Durante la monitorización se pueden ver todas estas actividades, aunque

no son frecuentes, y pueden distinguirse de las descargas neurotónicas por su patrón típico de disparo y las características del potencial de acción (Burke et al., 1999).

5.5.2. Electromiografía evocada tras estímulo eléctrico único: Monitorización de tornillos pediculares

El uso de tornillos pediculares en la instrumentación de la columna torácica y lumbar ha llevado a una mayor estabilización y a una reducción en la incidencia de complicaciones postoperatorias en las intervenciones de fijación de la columna vertebral (Hamill et al., 1996; Kothe, Panjabi y Liu, 1997; Raynor et al., 2002; Suk et al., 1995). Bose et al. (2002) realizaron un estudio experimental en 61 pacientes durante cirugía posterior lumbar instrumentada y valoraron la efectividad de la combinación de las técnicas EMG (espontánea y evocada) para detectar el daño de las raíces nerviosas, al tiempo que hacían una revisión de las técnicas empleadas por distintos autores y sus resultados. Llegaron a la conclusión de que la combinación de ambas técnicas da una rápida y efectiva información para reducir el daño neurológico.

5.5.2.1. Definición de la técnica: Fundamentos

Es una técnica estática y dependiente de estímulos. Ésta técnica es uno de los métodos objetivos introducidos durante la colocación de la instrumentación (tornillos pediculares) en las intervenciones quirúrgicas de corrección de la escoliosis. Nos permite valorar la localización e integridad de las estructuras nerviosas, así como las estructuras no nerviosas en situaciones donde la anatomía normal no se reconoce (Strommen, 2009a). Las raíces nerviosas pueden lesionarse durante todo el proceso de instrumentación y, en menor grado, durante la descompresión quirúrgica. La técnica consiste en aplicar un estímulo único eléctrico directo o indirecto desde la raíz

nerviosa (a través de la cabeza de los tornillos), provocando una respuesta conocida como potencial de acción del músculo en el miotoma correspondiente a dicha raíz (Herdmann et al., 1996) (Figura 12).

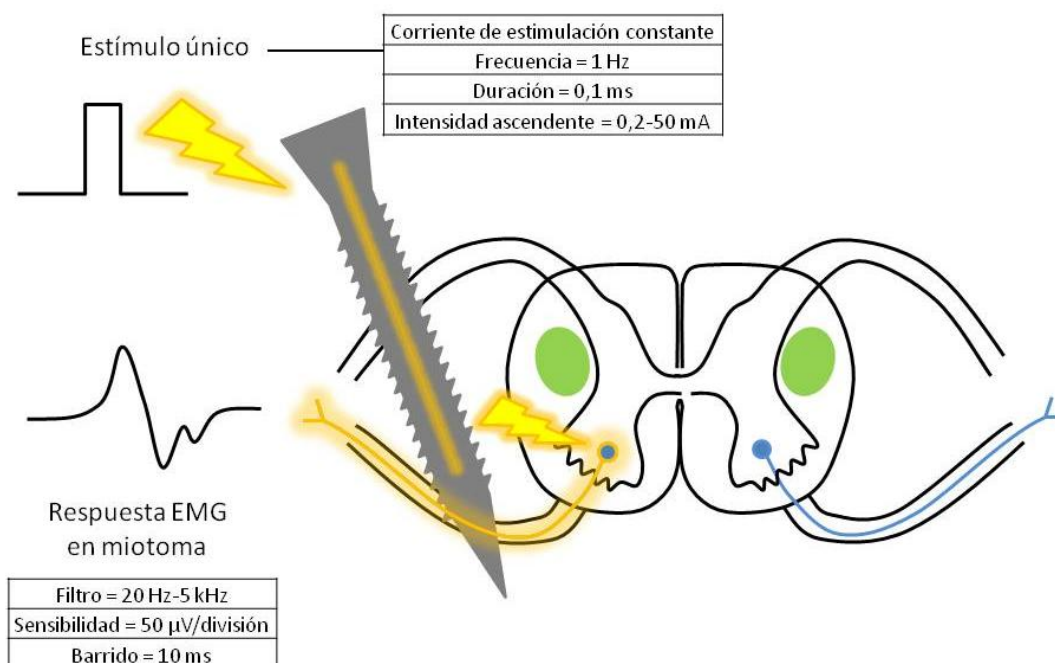


Figura 12: Esquema de la técnica de monitorización mediante estímulo único de los tornillos pediculares.

La EMG pretende detectar una colocación incorrecta de los tornillos pediculares durante la cirugía de la columna. Si el tornillo penetra en la cortical del hueso y, directa o indirectamente, está cercano a una estructura nerviosa, con o sin compresión, el umbral de estimulación para lograr una respuesta EMG disminuye significativamente y la EMG evocada se convierte en una señal de alarma que indica tempranamente de la mala posición de un tornillo (Calancie, Madsen y Lebwohl, 1994; Danesh-Clough, Taylor, Hodgson y Walton, 2001). La capacidad de esta técnica para identificar la mala posición de los tornillos es muy alta y es muy simple de llevar a cabo (Cortés, 2004).

Para su correcta interpretación se debe tener en cuenta si existe una compresión crónica de una raíz determinada previa a la cirugía y cuál es el grado de bloqueo neuromuscular existente (porque puede atenuar la respuesta), el cual se puede cuantificar mediante dos métodos:

- Midiendo la amplitud del potencial de acción del músculo producido por estimulación supramaximal de un nervio motor periférico (para ello, el potencial no debe ser menor del 80% de la respuesta basal).
- Realizando un tren de cuatro pulsos eléctricos por estimulación supramaximal de un nervio a una frecuencia de 2 Hz y recogiendo la respuesta del potencial de acción del músculo. Se necesitan tres o cuatro respuestas de cuatro series (cero respuestas indicarían relajación profunda, y cuatro, ausencia de relajación).

Por lo tanto se debe tener en cuenta que la ausencia o la disminución de la respuesta del potencial de acción del músculo puede estar influida por diversos factores: excesiva relajación muscular, anestesia, baja intensidad de corriente, fallo en las conexiones o parámetros inapropiados e incluso por una elevada resistencia eléctrica de determinados tornillos. Cuando se estimula sobre el tornillo pedicular y no se obtiene respuesta muscular, resulta recomendable aumentar la intensidad a fin de registrar un potencial y confirmar la integridad del sistema.

5.5.2.2. Parámetros de estimulación

Los electrodos recomendados para realizar la estimulación son los estimuladores monopares porque el cortocircuito de corriente no les afecta, aunque pueden utilizarse estimuladores bipares (Avellanal-Salas et al., 2004). En el estimulador monopolar el cátodo se coloca sobre la estructura neural o el tornillo a comprobar, y el ánodo en cualquier músculo cercano. Así se aplica una corriente de

estimulación constante con una frecuencia de entre 0,5-5 Hz y una duración de 0,1 ms con una intensidad ascendente hasta que un potencial de acción compuesto repetible sea obtenido en el músculo del miotoma correspondiente.

5.5.2.3. Parámetros de registro

Los electrodos que se utilizan para registrar las respuestas son los mismos que en la EMG espontánea, lo mejor es emplear electrodos de aguja monopolares. Los parámetros empleados para el registro de las respuestas son filtros entre 20 Hz y 5 KHz, con una sensibilidad del amplificador de 50 μ V/división y 10 ms de barrido (Avellanal-Salas et al., 2004). Para los TPT de las vértebras de T6 a T12, los electrodos de registro se colocan en los músculos intercostales o en el recto anterior del abdomen (Calancie, Lebowhl, Madsen y Klose, 1992; Danesh-Clough et al., 2001; Lenke, Padberg, Russo, Bridwell y Gelb, 1995; Raynor et al., 2002). Para los tornillos torácicos altos (entre T1 y T6) se colocan en los músculos intercostales del miotoma correspondiente, es decir, a nivel de la línea media axilar, dos o tres centímetros distales a la axila (Regidor et al., 2011; Rodríguez-Olaverri et al., 2008).

5.5.2.4. Evolución e historia

La monitorización de los tornillos pediculares ha probado ser efectiva en predecir con exactitud su colocación en la columna lumbar. Hasta el momento, la EMG evocada por estímulo eléctrico único ha sido la técnica más precisa para la detección de tornillos pediculares mal colocados en la columna lumbo-sacra (Calancie et al., 1992; Calancie et al., 1994; Clements, Morledge, Martin y Betz, 1996; Darden, Wood, Hatley, Owen y Kostuik, 1996; Glassman et al., 1995; Lenke et al., 1995; Maguire,

Wallace, Madiga, Leppanen y Draper, 1995; Rose, Welch, Balzer y Jacobs, 1997; Welch, Rose, Balzer y Jacobs, 1997).

Calancie et al. (1992) fueron los primeros en describir la técnica de estimulación de los tornillos pediculares lumbares para determinar su colocación exacta. Observaron, en un modelo experimental (cerdos domésticos), que los tornillos bien colocados requerían mayor intensidad de estimulación para detectar una respuesta EMG en los músculos de los miotomas correspondientes que aquellos en los que se rompía la pared del pedículo. Lenke et al. (1995) confirmaron estos hallazgos realizando un estudio de tornillos pediculares lumbares en animales de experimentación (cerdos domésticos) y demostraron que una intensidad del umbral de estimulación mayor de 8 mA se correspondía con tornillos colocados en situación intrapedicular, mientras que valores por debajo de 4 mA se correlacionaban con rotura de la pared pedicular y potencial daño de estructuras neurales. Los valores entre 4 y 8 mA se correlacionaban con grandes posibilidades de rotura de la pared pedicular.

A nivel de la columna lumbosacra, el mayor riesgo que existe durante la colocación de los tornillos pediculares es la posible lesión de las raíces nerviosas. A este nivel los valores de normalidad de los umbrales establecidos son los siguientes (Calancie et al., 1992; Calancie et al., 1994; Clements et al., 1996; Glassman et al., 1995):

- Umbral de estimulación >15 mA: Existe un 98% de confianza de que el tornillo está dentro del pedículo.
- Umbral de estimulación 10-15 mA: 87% confianza de que el tornillo está dentro del pedículo, aunque es recomendable revisar dicho tornillo mediante técnica de imagen introoperatoriamente.

- Umbral de estimulación <10 mA: Existe riesgo de perforación de la cortical en el 90 % de los casos.

La instrumentación con TPT es de gran complejidad técnica y conlleva un riesgo potencial de lesión de estructuras vasculares y nerviosas (médula espinal y raíces nerviosas), pero a pesar de ello su utilización ha ido ganando popularidad en las cirugías de corrección de deformidades espinales como la escoliosis (Crawford y Esses, 1994; Faraj y Webb, 1997; Hart, Hansen, Shea, Hsu y Anderson, 2005; Kim et al., 2004a; Lewis et al., 2001; Liljenqvist et al., 1997; Rao, Brodke, Rondina, Bacchus y Dailey, 2003; Suk et al., 1995).

La inserción de los tornillos en los pedículos de las vértebras torácicas puede ser problemática porque sus pedículos son más pequeños que los de las vértebras lumbares y tienen una variación anteromedial y una angulación hacia la cabeza (Krag, Weaver, Beynon y Haugh, 1988; Vaccaro et al., 1995; Weinstein, Rydevik y Rauschnig, 1992; Xu, Ebraheim, Ou y Yeasting, 1998; Zindrick et al., 1987). Además, las estructuras del mediastino posterior están en un rango de unos 5 mm de distancia de la corteza vertebral anterior, dando un margen de error muy pequeño (Danesh-Clough et al., 2001; Vaccaro et al., 1995). Como en la instrumentación lumbo-sacra, las raíces nerviosas torácicas se pueden lesionar por una colocación inferior, superior o lateral de los tornillos pediculares. La malposición medial de los tornillos a nivel de la columna torácica puede comprimir la médula, exponiendo a los pacientes a un mayor riesgo de daño de la función neurológica. Las fibras del tracto corticoespinal lateral son especialmente vulnerables a la malposición medial de los tornillos torácicos debido a su gran diámetro axonal (lo que las hace más susceptibles al trauma mecánico) y por su proximidad a la pared medial del pedículo (Blight y Decrescito, 1986; Quencer et al., 1992). La lesión de estas vías en particular se asocia con déficits motores significativos (Nathan, 1994). La incidencia de complicaciones neurológicas por la colocación de los TPT no está clara (Danesh-Clough et al., 2001).

Varios estudios realizados en cadáveres han demostrado que los tornillos pediculares colocados en las vértebras torácicas rompían la cortical del pedículo entre el 15,9% y el 54,7 % de los casos, en función de la experiencia del cirujano en la colocación de dichos tornillos (Cinotti, Gumina, Ripani y Postacchini, 1999; Vaccaro et al., 1995; Xu et al., 1998). En una revisión sistemática acerca de las complicaciones de la fijación con TPT de las cirugías de corrección de escoliosis, la malposición de los tornillos fue la complicación más frecuente (Hicks, Singla, Shen y Arlet, 2010).

En un intento de reducir la incidencia de la mala colocación de los TPT y su morbilidad añadida, se han usado varias técnicas, como la exploración manual de los trayectos de los tornillos, radiografías, fluoroscopia, tomografía computerizada (TC), laminotomía y potenciales evocados, pero ningún método ha demostrado ser 100% seguro, sensible o específico (Raynor, Lenke, Bridwell, Taylor y Padberg, 2007). Muchos estudios han demostrado que la radiografía y la fluoroscopia tienen limitaciones porque no detectan un número significativo de tornillos pediculares mal colocados (Berlemann, Heini, Müller, Stoupis y Scharzenbach, 1997; Farber, Place, Mazur, Jones y Damiano, 1995; Vaccaro et al., 1995; Weinstein et al., 1992). Varios estudios han analizado la utilidad de la palpación de las paredes del pedículo como método para evaluar la correcta colocación de los tornillos, pero esta técnica ha demostrado ser imprecisa y puede no detectar pequeñas fisuras de la pared del pedículo (Lehman et al., 2004; Myles, Fong, Esses y Hipp, 1999; Raynor et al., 2002; Stauber y Bassett, 1994). La realización de laminectomías para la visualización directa es efectiva pero incrementa la morbilidad y el tiempo quirúrgico. La TC es significativamente más sensible y precisa en la evaluación de la posición de los tornillos pediculares que la radiografía simple, pero en la mayoría de los centros sólo está disponible después de la cirugía (Farber et al., 1995). De todas las técnicas usadas, la EMG evocada ha sido la más precisa y sensible en detectar la mala colocación de los tornillos pediculares. Su éxito depende de la correcta colocación de

los electrodos en los grupos musculares del miotoma correspondiente a la raíz del tornillo que se quiere registrar. Los factores que pueden dificultar su interpretación son los agentes farmacológicos y la compresión crónica de la raíz nerviosa (Danesh-Clough et al., 2001).

6. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

En los últimos años se han llevado a cabo diferentes estudios acerca de los umbrales de estimulación intraoperatorios de los tornillos pediculares a nivel de la columna torácica con el objetivo de poder determinar con precisión su posición mediante estimulación eléctrica, tal como se venía haciendo en la columna lumbar (Danesh-Clough et al., 2001; De Blas et al., 2009; Kuklo et al., 2005a; Lewis et al., 2001; Raynor et al., 2002; Regidor et al., 2011; Reidy, Houlden, Nolan, Kim y Finkelstein, 2001; Rodriguez-Olaverri et al., 2008; Samdani et al., 2011; Shi, Binette, Martin, Pearson y Hart, 2003).

En la columna torácica, como en la lumbar, una intensidad de estimulación elevada para conseguir la respuesta muscular da un mayor grado de confianza en la colocación intrapedicular de los tornillos, pero hasta el momento no se ha establecido un umbral de estimulación validado universalmente para confirmar la malposición de los tornillos torácicos, a pesar de su uso tan extendido.

Por otra parte, en la escoliosis se ha observado que existe un desplazamiento lateral de la médula espinal hacia la concavidad en el ápex de la curva (Figura 13). La implantación de los tornillos cerca del ápex de la curva, especialmente en la concavidad (donde la médula está más cerca de ellos), representa un riesgo significativo si el tornillo se coloca en posición medial (Lewis et al., 2001). Así nos planteamos la importancia que tiene la distancia que existe entre la médula y los

tornillos a la hora de valorar los umbrales de estimulación, y surge la duda de cómo la integridad ósea de la pared medial de los pedículos influye en dichos umbrales de estimulación.

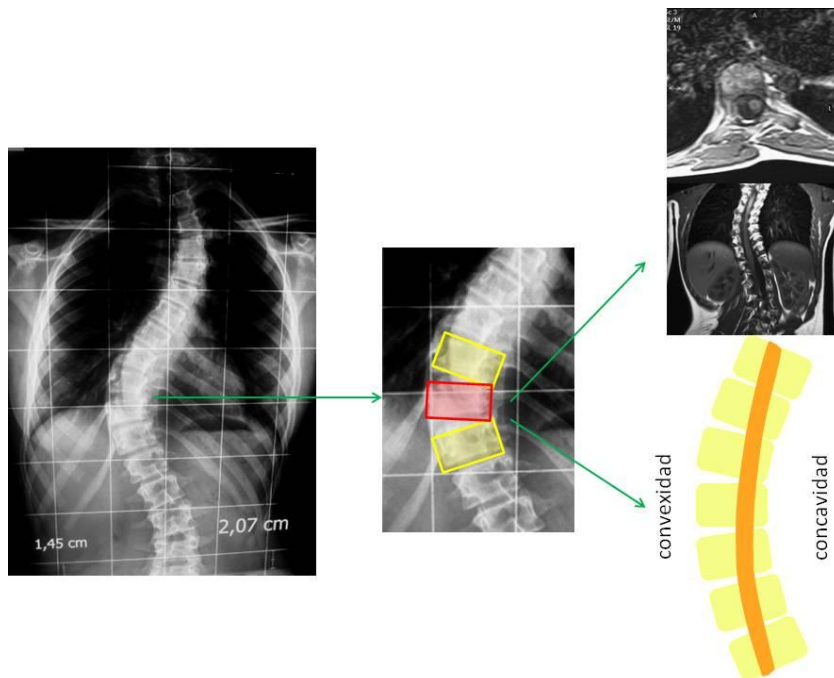


Figura 13: Esquema que muestra la lateralización de la médula espinal hacia la concavidad a su paso por el ápex de la curva escoliótica.

II. HIPÓTESIS

1. Los valores de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos obtenidos mediante electromiografía evocada por estímulo único, dependen de su distancia a la médula espinal, y no de la rotura o integridad de la cortical medial del pedículo.
2. Los valores de los umbrales de estimulación, obtenidos mediante electromiografía evocada por estímulo único, de los tornillos pediculares torácicos localizados en la concavidad y en la convexidad de la curva escoliótica a nivel del ápex son diferentes debido al desplazamiento de la médula espinal.

III. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la influencia de la distancia existente entre los tornillos y la médula espinal en los valores de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos mediante electromiografía evocada por estímulo único en un modelo de experimentación animal.
2. Determinar la influencia de la falta de integridad ósea (rotura de la cortical medial del pedículo) en los valores de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos mediante electromiografía evocada por estímulo único en un modelo de experimentación animal.
3. Determinar la influencia de la interposición de distintos tejidos biológicos entre los tornillos y la médula espinal en los valores de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos mediante electromiografía evocada por estímulo único en un modelo de experimentación animal.
4. Determinar la diferencia existente entre los umbrales de estimulación obtenidos mediante electromiografía evocada por estímulo único de los tornillos pediculares torácicos colocados en el lado de la concavidad y en el de la convexidad a nivel del ápex de la curva escoliótica en los pacientes sometidos a cirugía de corrección de escoliosis.
5. Determinar la influencia de la distancia existente entre los tornillos situados en el ápex de la curva escoliótica y la médula espinal en los valores de los umbrales de estimulación mediante electromiografía evocada por estímulo único de los tornillos pediculares torácicos de pacientes sometidos a cirugía de corrección de escoliosis.

IV. MATERIAL Y MÉTODOS

1. PRIMERA FASE: ESTUDIO EXPERIMENTAL

En primer lugar, para lograr los objetivos 1, 2 y 3, se llevó a cabo un estudio experimental en un modelo porcino.

1.1. Animales de experimentación

Se diseñó y redactó un protocolo de actuación que obtuvo la aprobación del Comité Ético de Investigación del Hospital Universitario Ramón y Cajal. Este procedimiento experimental se ajustó a la legislación vigente (RD 1201/05) sobre protección de los animales utilizados para la experimentación y otros fines científicos, por la que se requiere la autorización previa y expresa de la autoridad competente por ser especie no incluida en el anexo VII y no proceder de centros de cría.

Los animales de experimentación sometidos a estudio fueron cinco cerdos domésticos de entre 30 y 40 Kg de peso. El uso de animales está justificado para poder reproducir, en un ambiente controlado y en un modelo animal lo más parecido posible al ser humano, los distintos mecanismos o factores que pueden influir en la MNI de los TPT que se emplean durante las cirugías de corrección de la escoliosis, para mejorar así la detección de aquellos tornillos mal posicionados, lo que puede ser de gran ayuda a la hora de determinar el pronóstico y ayudar en la toma de decisiones intraoperatorias.

El estudio experimental se realizó en la Unidad de Cirugía Experimental del Hospital Universitario Ramón y Cajal. El cirujano que realizó los procedimientos fue siempre el mismo, con la colaboración del veterinario de dicha unidad, quién además era el encargado de realizar el procedimiento anestésico.

1.2. Técnica anestésica

El procedimiento se realizaba bajo anestesia general convencional e intubación endotraqueal. Los animales de experimentación eran sedados mediante una inyección IM de 10 mg/kg de ketamina (Ketolar®) y 20 mg/kg de tiopental sódico (Pentothal sódico®). Se canalizaba una vía venosa periférica en una vena auricular y como medicación preanestésica se administraban 0,5 mg IV y 0,5 mg SC de atropina (Atropina Braun®) y 30 mg IV de ketorolaco trometamol (Toradol®). Tras la sedación, los animales eran intubados manteniendo la anestesia general con sevoflurano inhalado al 2-2,5% en 100% de O₂. Como relajante muscular se utilizaba bromuro de vecuronio (Norcuron®). La analgesia se controlaba mediante infusión a 80 ml/hora de una mezcla intravenosa compuesta por 5 mg de remifentanilo hidrocloreto (Ultiva®) y 0,45 mg de fentanilo (Fentanest®) en 500 ml de suero salino 0,9%. Se realizaba ventilación mecánica con monitorización continua de la saturación de O₂ y la frecuencia cardíaca. Tras la intervención, los animales eran sacrificados mediante la inyección intravenosa de una sobredosis del anestésico Pentothal sódico y retirados por el ayuntamiento para su incineración.

1.3. Técnica quirúrgica

Se colocaba al cerdo doméstico en decúbito prono y se procedía al abordaje posterior de la columna. Se realizaba una incisión media posterior longitudinal exponiendo la columna torácica a nivel de los procesos transversos de las vértebras T6 a T12, seguida de una laminectomía a dichos niveles. Siguiendo las marcas óseas, se identificaban los pedículos vertebrales del lado derecho y se creaba un trayecto intraóseo avanzando un buscador de pedículos bajo visión directa del pedículo, a través de cada uno de ellos hacia el cuerpo vertebral. El pedículo era palpado y se localizaban cinco puntos de referencia para asegurar la correcta posición intraósea de

los tornillos. Se colocaban tornillos pediculares de 2,5 mm de diámetro (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN, EE. UU.) mediante la técnica de manos libres en el lado derecho de las vértebras T7 a T11. No se usó fluoroscopia para guiar la entrada de los tornillos en los pedículos. Por último, se exponían los músculos intercostales desde la sexta a la decimoquinta costillas.

1.4. Monitorización neurofisiológica

Para la estimulación y registro de los potenciales de acción muscular compuestos se utilizó un equipo Keypoint (Medtronic, Skovlunde, Dinamarca) de cuatro canales de amplificación.

Se colocaban un par de electrodos de aguja monopares de acero inoxidable de 12 mm de longitud (Neuroline Subdermal Needle Electrodes, Ambu, Ballerup, Dinamarca) en los músculos intercostales aproximadamente a 10 cm lateralmente a la cabeza de cada costilla para registrar las respuestas electromiográficas. La estimulación se realizaba con un estimulador de bola (Pedicule Screw Probe, Viasys Healthcare, Madison, WI, EE. UU.) usado como cátodo que se colocaba sobre la cabeza de los tornillos y una aguja monopolar de 12 mm de longitud (Neuroline Subdermal Needle Electrodes) colocada en la musculatura paraespinal, que actuaba como ánodo.

Se aplicó una corriente de estimulación constante con una frecuencia de 1 Hz y una duración de 0,1 ms con una intensidad ascendente entre 0,2 mA a 50 mA hasta que un potencial de acción muscular compuesto repetible fuera obtenido en el músculo intercostal del miotoma correspondiente. Las respuestas fueron registradas usando unos filtros entre 20 Hz y 5 KHz, con una sensibilidad del amplificador de 50 μ V por división y 10 ms de barrido.

1.5. Mediciones

Se realizaron una serie de determinaciones en el modelo experimental con el objetivo de intentar determinar la influencia de la distancia entre el tornillo y la médula espinal en los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares. En total, se registraron y anotaron los umbrales de estimulación de 18 tornillos. Primero se registraron los umbrales de los tornillos colocados en posición intrapedicular con la cortical medial ósea íntegra y a una distancia media de unos 8 mm de la médula (Figura 14).

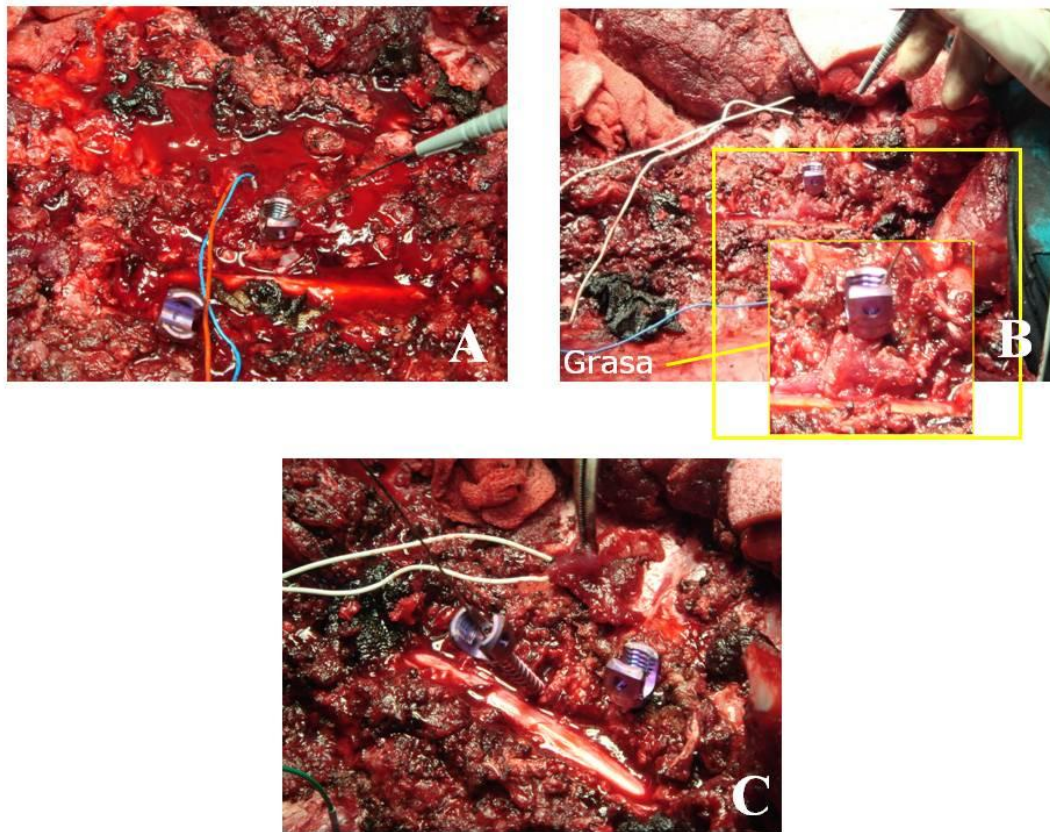


Figura 14: Campo quirúrgico del estudio en animales de experimentación. A: Interposición de sangre. B: Interposición de grasa. C: Tornillo tocando directamente la duramadre.

A continuación se retiraba el tornillo y se procedía a romper la cortical medial ósea y se colocaba de nuevo el tornillo a la misma distancia de la médula para

proceder a su estimulación. El siguiente paso era retirar de nuevo el tornillo y aproximar a una distancia de unos 2 mm de la médula espinal, procediéndose de nuevo a su estimulación para obtener su umbral (Figura 15). Por último, se retiraba de nuevo el tornillo para obtener su umbral de estimulación tras colocarlo tocando directamente la duramadre (Figura 14 C).

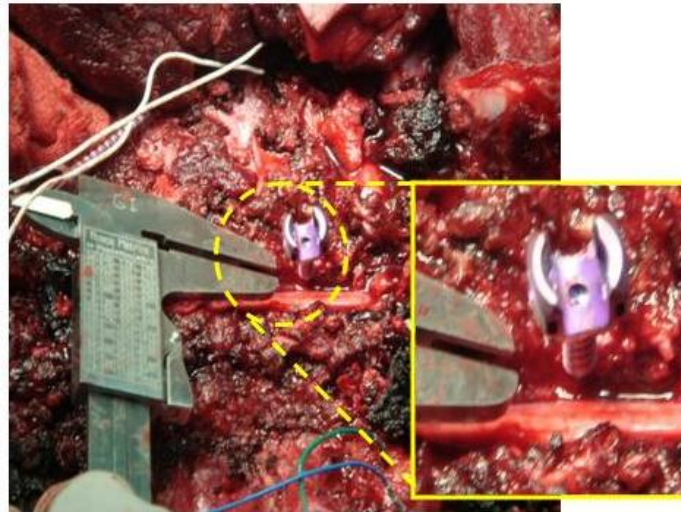


Figura 15: Aproximación del tornillo a 2 mm de la médula espinal.

No sólo se quería valorar cómo influía la distancia del tornillo a la médula en su umbral de estimulación, sino que además se pretendía estudiar cómo influía en dicho umbral la interposición de distintos tejidos biológicos (Figuras 14 A y 14 B), que es una situación frecuente durante las cirugías de corrección de la escoliosis, y estudiar el papel que podría tener la rotura o integridad de la pared medial del pedículo vertebral en el umbral de estimulación de los tornillos. Así, para cada una de las distintas posiciones de los tornillos se interpusieron cuatro tejidos biológicos (sangre, hueso, grasa y músculo), registrándose también los umbrales de estimulación con cada uno de ellos en las diferentes posiciones, excepto cuando se colocaban los tornillos en contacto directo con la duramadre.

1.6. Análisis estadístico

Se recogieron, para cada tornillo pedicular torácico colocado, la distancia existente entre la cabeza del tornillo y el borde de la médula espinal (en mm), el umbral de estimulación (en mA), si la cortical estaba íntegra o rota, y el tejido interpuesto.

Los datos fueron analizados mediante el paquete estadístico Stata/IC 12.1 (StataCorp, TX, EE. UU.). Los resultados de las variables se expresan como media y desviación estándar (DE). Se utilizó el test de ANOVA de un factor (análisis de varianza) con corrección *post hoc* de Bonferroni para comparar las medias de los umbrales de estimulación obtenidas en cada uno de los grupos. La correlación existente entre la distancia y el umbral de los tornillos fue estimada mediante la prueba de la *r* de Pearson. Finalmente, se llevó a cabo un análisis multivariante mediante regresión lineal múltiple utilizando el umbral (en mA) como variable dependiente; la distancia (en mm) como variable independiente; y la rotura de la cortical (variable dicotómica) y la interposición de los diferentes tejidos biológicos (variable categórica) como covariables independientes potencialmente confusoras o de ajuste. En todos los análisis se consideraron significativos valores de $P < 0,05$.

2. SEGUNDA FASE: ESTUDIO DE MONITORIZACIÓN DE TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN PACIENTES

En segundo lugar, para dar respuesta a los objetivos 4 y 5, se completó un estudio sobre pacientes sometidos a cirugía de corrección de escoliosis con inserción de TPT.

2.1. Pacientes

La población incluida en esta segunda fase del estudio está constituida por pacientes con escoliosis de distintas etiologías que iban a ser sometidos a corrección quirúrgica en el Servicio de Ortopedia Infantil del Hospital Ramón y Cajal de Madrid entre el 1 de enero de 2009 y el 31 de marzo de 2012. El cirujano principal fue siempre el mismo, aunque en la mayoría de cirugías estaba presente un segundo cirujano para asistir y ayudar al cirujano principal.

Se estudiaron 23 pacientes no consecutivos que fueron sometidos a cirugía de corrección de curvas escolióticas torácicas mayores mediante fusión instrumentada posterior con utilización de tornillos pediculares. Estos pacientes fueron sometidos a este tipo de intervención una vez que el método de corrección quirúrgica de deformidades espinales mediante el empleo de TPT había sido estandarizado en el Servicio de Ortopedia Infantil del Hospital Ramón y Cajal de Madrid por cirujanos expertos.

Todos los pacientes fueron sometidos a una resonancia magnética (RM) preoperatoria con el objetivo de descartar la presencia de otras patologías concomitantes.

2.2. Técnica anestésica

La sedación se realizó en todos los casos con midazolam (0,5-1 mg en bolo IV) seguida de la inducción anestésica, que se alcanzó con una combinación intravenosa de sedantes-hipnóticos junto con un relajante muscular y un anticolinérgico (propofol 1-4 mg/kg, fentanilo 2-6 µg/kg, succinilcolina 1-1,5 mg/kg, y atropina 0,3-1,2 mg). En otros casos en lugar de propofol se usó sevoflurano inhalado al 5-8 % con O₂ o mezcla de O₂ y N₂O. Tras la monitorización de constantes, intubación y posicionamiento, el

mantenimiento de la anestesia se realizó con una perfusión continua IV de propofol (50-150 $\mu\text{g/kg/min}$) combinada con óxido nitroso inhalado al 50-70%. Para el mantenimiento de la anestesia se evitó el uso de sevoflurano. En caso de ser necesario administrar relajantes musculares de semivida intermedia durante la cirugía, se podía administrar rocuronio en perfusión intravenosa (5-15 $\mu\text{g/kg/min}$), evitando los bolos intravenosos.

2.3. Técnica quirúrgica

Al paciente se le colocaba en decúbito prono después de ser anestesiado e intubado. Se realizaba una incisión de la piel y tejido subcutáneo en la línea media longitudinal posterior, a lo largo del área vertebral a tratar. Tras profundizar el abordaje se exponía el plano óseo posterior lateralmente incluyendo las apófisis transversas, de manera que permitiera la visualización completa de las estructuras vertebrales posteriores, permitiendo la correcta colocación de los tornillos pediculares y una adecuada cruentación posterior de las articulares y los elementos óseos para obtener la fusión vertebral y evitar la progresión de la deformidad, que es el objetivo de la cirugía.

A continuación se procedía a colocar los implantes metálicos (tornillos, alambres sublaminares, uñas y barras) para realizar la posterior corrección de la deformidad. Los tornillos se colocaban a lo largo de toda la columna vertebral del área a tratar, comenzando siempre de distal a proximal. Todos los tornillos torácicos fueron colocados por un cirujano de columna experto siguiendo el método de manos libres (Kim et al., 2004b). Se utilizaron tornillos pediculares de 5,5 mm de diámetro en todos los niveles, de una longitud de 45 mm en la columna torácica de T12 a T7, de 40 mm de T7 a T4 y de 35 mm cuando se utilizaron más proximales.

Siempre se uso un buscador de pediculos de Lenke (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN, EEUU) para labrar el camino de los tornillos pediculares. Una vez que el palpador pedicular se retiraba del campo era necesario observar el tracto para asegurarse de que sólo refluyera sangre, y no LCR. A continuación se utilizaba un dispositivo de sonda con finalización en punta, flexible, para palpar los cinco bordes óseos del trayecto (suelo y cuatro paredes). Una vez confirmados los bordes intraóseos del trayecto, se comprobaba la longitud del pedículo. Así, el trayecto pedicular se volvía a palpar y, si no se encontraban signos de rotura de las paredes del pedículo, se procedía a colocar un tornillo de longitud y diámetro apropiado.

Tras la colocación de los TPT se procedía a su estimulación para determinar su correcta colocación. Se anotaron los umbrales de estimulación de cada tornillo torácico, es decir, la intensidad medida en mA a la cual comienza a aparecer la respuesta evocada en el músculo del miotoma correspondiente. Según los umbrales utilizados previamente en el laboratorio de Neurofisiología Clínica del Hospital Universitario Ramón y Cajal, si el umbral de estimulación del TPT era inferior a siete mA el tornillo era retirado tras comprobación fluoroscópica de su malposición, y si el umbral de estimulación era mayor de doce mA se asumía que el tornillo estaba correctamente posicionado (Regidor et al., 2011; Rodríguez-Olaverri et al., 2008). Si el umbral de estimulación estaba entre 7 y 12 mA (rango de incertidumbre de los umbrales) la decisión de retirar o no el tornillo dependía de la palpación y la fluoroscopia intraoperatoria. Tras la estimulación de los tornillos se realizaba fluoroscopia intraoperatoria antero-posterior y lateral desde distal a proximal a todos los pacientes y si los tornillos estaban radioscópicamente correctamente posicionados no se retiraban. Si la fluoroscopia intraoperatoria indicaba malposición medial y/o lateral del tornillo y/o anterior, éste era retirado. La decisión de recolocar otro tornillo en dicho nivel la tomaba el cirujano en función de si éste consideraba que dicho tornillo era importante para lograr una corrección correcta de la curva escoliótica.

Una vez realizada la implantación de los distintos anclajes mencionados, se colocaban las barras previamente moldeada, anclándola progresivamente a las cabezas de los tornillos comenzando por la vértebra más craneal y progresivamente hasta alcanzar el tornillo de la vértebra más caudal. Una vez adaptada y fijada a los tornillos, se realizaban las maniobras para corregir la deformidad del plano anteroposterior y lateral.

Una vez concluida la corrección de la deformidad, se cruentaban los elementos óseos y se aportaban injertos óseos a lo largo de toda la superficie ósea de la columna vertebral que previamente se había expuesto y se procedía al cierre de la incisión tras colocar drenajes en el campo quirúrgico. En ocho pacientes se empleó la técnica de alineación vertebral coplanar (sección 3.6.4).

2.4. Monitorización neurofisiológica

Durante las cirugías se realizó una monitorización continua de la función medular mediante la realización de PEM y PESS corticales durante todo el proceso de instrumentación y corrección de las curvas escolióticas. Una vez colocados los tornillos pediculares se procedía a su monitorización mediante EMG evocada por estímulo eléctrico único.

Para la MNI se usó un electromiógrafo Keypoint (Medtronic, Skovlunde, Dinamarca) de cuatro canales de amplificación.

2.4.1. Potencial evocado somatosensorial cortical

Los PESS se obtenían mediante el estímulo del nervio tibial posterior a nivel del hueso poplíteo con estimulación derecha/izquierda alternante. El estímulo era una

onda cuadrada de 0,2 ms de duración. La intensidad de estimulación se ajustó a que hubiera respuesta motora o, en el caso de no producirse movimiento por el nivel de relajantes musculares, a una intensidad supramáxima para la obtención del potencial evocado, generalmente unos 40 mA. La frecuencia de estimulación fue de 4 Hz. Para el registro del potencial a nivel del córtex somatosensorial, el electrodo activo de registro se colocaba en el punto Cz', 2 cm por detrás del punto Cz, y el de referencia a nivel de Fz según el sistema internacional de colocación de electrodos 10-20 (Klem et al., 1999) (Figura 11). Tanto para la estimulación como para el registro se utilizaron electrodos de aguja monopolares de acero inoxidable (Alpine Biomed, Skovlunde, Dinamarca). Para el registro de la respuesta se utilizó una amplificación de entrada de 5-10 μ V/división, y la respuesta promediada de 2 μ V se ajustaba si era necesario a la amplitud de la respuesta obtenida, con una velocidad de barrido de 10 ms/división, filtros de baja frecuencia de 30-100 Hz y filtros de alta frecuencia de 2.000-3.000 Hz.

Se obtuvieron registros de PESS antes de la exposición quirúrgica de la columna y a lo largo de toda la intervención, obteniéndose respuestas con intervalos de 5-10 minutos, alternando la estimulación derecha/izquierda. La baja amplitud de las respuestas de los PESS obtenidas requería un promedio múltiple, que habitualmente era de 300-500 estímulos. En los momentos de mayor riesgo quirúrgico, como era la distracción, se realizaron un mayor número de registros promediándose un menor número de vueltas, es decir, el número de estímulos promediados debía ser el suficiente para obtener una respuesta fiable y reproducible con el fin de aportar al cirujano una información rápida de un posible daño medular.

2.4.2. Potencial evocado motor por estímulo transcraneal

Para la obtención de los PEM, se colocaron dos electrodos subcutáneos de sacacorchos (Viasys Healthcare, Wisconsin, EEUU) a nivel de C3 y C4, situados

aproximadamente cinco centímetros laterales a la línea media, y un centímetro por delante de la línea del vértex, según el Sistema Internacional de colocación de electrodos 10-20 (Klem et al., 1999) (Figura 11). Uno de ellos actuaba como cátodo y el otro como ánodo, siendo el electrodo que actuaba como cátodo aquel que estaba ipsilateral a los músculos en los que se registraba la respuesta. Con este montaje se obtienen respuestas satisfactorias en los músculos de las extremidades inferiores, aunque su inconveniente es la excesiva contracción muscular y por lo tanto movimiento del paciente. Para la estimulación eléctrica transcraneal se aplicaron trenes de cinco estímulos con 4 ms de intervalo, de 425 V, para provocar un paso de corriente de 1 A, con una duración de los estímulos de 50 μ s.

Para el registro de las respuestas evocadas musculares, se colocaron un par de electrodos de aguja monopolares de acero inoxidable (Alpine Biomed, Skovlunde, Dinamarca) desechables en los músculos tibial anterior y abductor hallucis de ambos miembros inferiores, con el fin de monitorizar las vías motoras medulares largas. Como parámetros de registro se aplicaron una sensibilidad de 50 μ V/división (ajustable según el tamaño de la respuesta), con filtros de 30-5000 Hz y un tiempo de análisis de 150 ms.

Se obtuvieron registros antes de la exposición quirúrgica de la columna y a lo largo de toda la intervención, obteniéndose respuestas con intervalos de uno a tres minutos, alternando la estimulación del córtex motor derecho e izquierdo. Durante los periodos en los que se realizaban maniobras de mayor riesgo de lesión medular se incrementaba la frecuencia de los estímulos, con el fin de poder detectar precozmente cualquier lesión de la vía motora que pudiera ocurrir durante el acto quirúrgico.

2.4.3. Electromiografía evocada por estímulo eléctrico único: Monitorización de los tornillos pediculares

Una vez que los tornillos pediculares habían sido colocados se procedía a su estimulación para obtener su umbral mediante un estimulador de bola (Pedicule Screw Probe, Viasys Healthcare, Madison, WI, EEUU) usado como cátodo que se colocaba sobre la cabeza de los tornillos, y una aguja monopolar de 12 mm de longitud (Neuroline Subdermal Needle Electrodes, Ambu, Ballerup, Dinamarca) colocada en la musculatura paraespinal, que actuaba como ánodo. El electrodo de estimulación termina en una punta de bola de 3 mm completamente aislada por teflón, excepto el extremo del electrodo, que actuaba como un estimulador monopolar, el cual se colocaba manualmente sobre la cabeza de los tornillos de titanio una vez implantados en los pedículos para proceder a su estimulación. Se aplicó una corriente de estimulación constante con una frecuencia de 1 Hz y una duración de 0,1 ms, con una intensidad ascendente entre 0,2 mA a 50 mA hasta que un potencial de acción muscular compuesto repetible fuera obtenido en el músculo del miotoma correspondiente (Figura 16). Para ello se colocaban un par de electrodos de aguja monopolares de acero inoxidable (Alpine Biomed, Skovlunde, Dinamarca) en la línea media axilar para el registro de los potenciales de acción muscular de los tornillos colocados en los pedículos vertebrales de T2 a T6, tal y como previamente se ha descrito (Regidor et al., 2011), y en el músculo recto anterior del abdomen para el registro de los potenciales de los tornillos colocados en los pedículos vertebrales de T6 a T12 (Raynor et al., 2002). Las respuestas fueron registradas usando unos filtros entre 20 Hz y 5 KHz, con una sensibilidad del amplificador de 50 μ V por división y 10 ms de barrido.

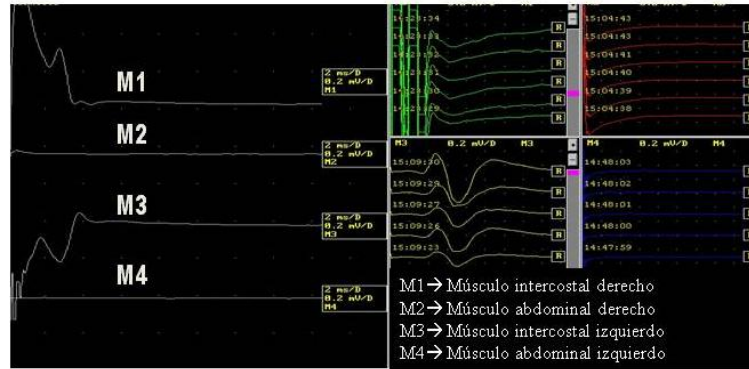


Figura 16: Imagen del registro de los potenciales de acción muscular compuestos obtenidos tras la estimulación de los tornillos pediculares torácicos.

2.5. Criterios de riesgo de daño neurológico

Se utilizaron los criterios recomendados por la Federación Internacional de Neurofisiología Clínica (Burke et al., 1999):

- En ausencia de variaciones fisiológicas, anestésicas o técnicas, se establece como signo de alarma un descenso de >50% en la amplitud o un aumento de la latencia de >10% en el registro de los PESS corticales, o una desaparición o reducción significativa de la amplitud del PEM, con respecto al basal (Pahys et al., 2009; Schwartz et al., 2007).
- Si los potenciales evocados se pierden de forma completa y persistente, existe un alto riesgo de daño medular; mientras que las pérdidas transitorias durante varios minutos con recuperación posterior no conllevan un elevado riesgo de afectación neurológica postquirúrgica permanente (De Blas-Beorlegui et al., 2004).

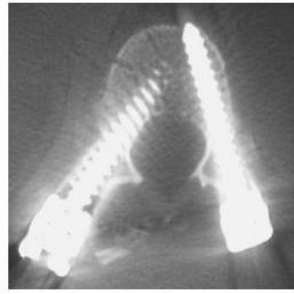
Los potenciales evocados deben registrarse de forma continua durante la intervención, aunque el número de registros se debe incrementar durante la colocación

de la instrumentación y corrección de la deformidad, es decir, durante aquellas maniobras que presentan un elevado riesgo de lesión medular.

2.6. TC postoperatoria

Todos los pacientes fueron sometidos a una TC postoperatoria con la finalidad de evaluar la posición de los tornillos después de la cirugía. La lectura y estudio de las imágenes de TC fue realizada por un cirujano ortopédico de columna y un radiólogo especializado en el sistema musculoesquelético ciegos a los umbrales de estimulación de los tornillos mediante un sistema informático PACS (*Picture Archiving and Communication System*).

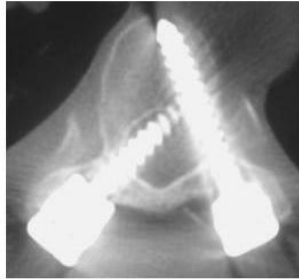
Los tornillos mal posicionados fueron clasificados en tres grupos (Kim, Lenke, Cheh y Riew, 2005): Grupo A (rotura de la cortical medial del pedículo o invasión leve del canal medular), grupo B (el tornillo presenta una invasión grave del canal medular) y grupo C (rotura de la cortical lateral del pedículo) (Figura 17). Se consideraban de alto riesgo potencial de daño neurológico cualquier tornillo con rotura de la cortical medial del pedículo sin invasión del canal en el lado de la concavidad, y todos aquellos tornillos que invadían el canal medular, tanto del lado de la concavidad como de la convexidad.



Intrapedicular



A: Rotura de la cortical medial o invasión leve de canal raquídeo



B: Invasión grave del canal raquídeo



C: Rotura cortical lateral del pedículo

Figura 17: Clasificación de las posiciones de los tornillos pediculares torácicos en las imágenes de TC postoperatorias: Intrapediculares y mal posicionados (posiciones A, B y C).

2.7. Recogida de datos

La recogida de datos se realizó en tres fases: en primer lugar, para valorar en pacientes la relación existente entre la lateralización de la médula espinal en el ápex de la curva y los umbrales de estimulación de los TPT, se determinaron las distancias que existían entre el borde medular y los pedículos tanto del lado de la concavidad como de la convexidad a nivel del ápex de las curvas escolióticas en la RM preoperatoria. Sobre las imágenes de la RM se midió la distancia existente entre la médula espinal y los pedículos de la concavidad y de la convexidad en el ápex de la curva a tres niveles distintos: el segmento propio del ápex, un nivel por encima del mismo y el nivel por debajo. Los límites del saco dural no se midieron porque en la mayoría de casos no podían ser claramente identificados en las imágenes de RM.

En segundo lugar, durante el proceso quirúrgico se recogieron los siguientes datos: los niveles de los tornillos, el lado del tornillo (si éste pertenecía al lado de la concavidad o convexidad de la curva escoliótica), cuáles eran los tornillos del ápex y periápex (el tornillo de la vértebra superior y el de la vértebra inmediatamente inferior al ápex) (Figura 18) y los umbrales de estimulación de los TPT. Por último, tras la realización de las TC postoperatorias, se clasificaron los tornillos según su posición definitiva en tres grupos (A, B y C) tal como se ha descrito:

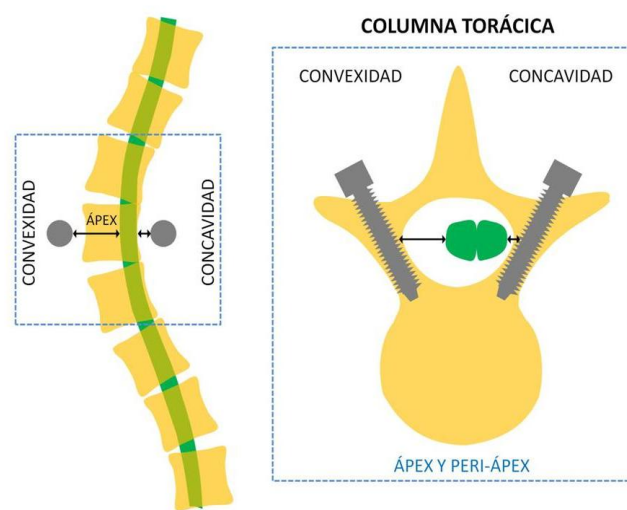


Figura 18: Esquema que muestra la relación espacial entre los tornillos pediculares torácicos y la médula espinal a nivel del ápex de la curva escoliótica.

2.8. Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó mediante el programa Stata/IC 12.1 (Stata Corp, Texas, EE. UU.). Las variables categóricas se expresan en frecuencia y/o porcentaje. Las variables cuantitativas se expresan en media (DE). Las comparaciones entre variables categóricas se realizaron mediante la prueba de la χ^2 . Las comparaciones entre variables cuantitativas con dos categorías se realizaron mediante pruebas de la T de Student tras explorar la homogeneidad de varianzas mediante la

prueba de Levene. Cuando se compararon variables cuantitativas con más de dos categorías se utilizó el análisis de la varianza (ANOVA) para valorar la existencia de diferencias entre los subgrupos, y en caso afirmativo se usó el análisis *post hoc* de Bonferroni para comparaciones múltiples para encontrar en las que existían diferencias significativas. La relación entre dos variables continuas se analizó inicialmente mediante el método de la *r* de Pearson. Todos los análisis fueron bilaterales y se consideraron significativos resultados de $P < 0,05$.

La sensibilidad, la especificidad y los valores predictivos positivo (VPP) y negativo (VPN) de la monitorización de los tornillos pediculares torácicos se basaron en los resultados recogidos en una tabla de contingencia de 2x2 celdas:

Resultado de la prueba	Colocación del tornillo		
	Mal	Bien	
Positivo – Umbral bajo	a	b	a+b
Negativo – Umbral alto	c	d	c+d
	a+c	b+d	n

Donde *a* son los verdaderos positivos, *b* son los falsos positivos, *c* son los falsos negativos, *d* son los verdaderos negativos, y *n* el tamaño muestral.

La sensibilidad (Se) es la probabilidad de que una prueba detecte, en este caso, tornillos mal posicionados como tales y se calcula mediante la fórmula:

$$Se = \frac{a}{a + c}$$

La especificidad (Sp) es la probabilidad de que una prueba identifique tornillos bien posicionados como tales, y se calcula mediante la fórmula:

$$Sp = \frac{d}{b + d}$$

El índice J de Youden refleja el valor global pre-test de una prueba diagnóstica y se calcula mediante la fórmula:

$$J = Se + Sp - 1$$

El VPP se calcula mediante la fórmula:

$$VPP = \frac{a}{a + b}$$

Lo que refleja la probabilidad post-test de que el resultado positivo refleje realmente una mala colocación del tornillo.

El VPN se calcula mediante la fórmula:

$$VPN = \frac{d}{c + d}$$

Lo que refleja la probabilidad post-test de que el resultado negativo de la prueba utilizada refleje realmente una correcta colocación del tornillo.

Por último se reflejó de forma gráfica el rendimiento diagnóstico global de la monitorización mediante curvas de características operativas de receptor (*receiver operating characteristic*, ROC) globales y agrupadas por la localización de los tornillos (concauidad y convexidad; región del ápex o fuera del ápex).

V. RESULTADOS

1. PRIMERA FASE: ESTUDIO EXPERIMENTAL

Inicialmente, se colocaron 25 tornillos pediculares bajo visión directa en cinco animales de experimentación (cerdos domésticos) a nivel de las vértebras torácicas desde T7 a T11. Debido a que los diámetros de los pedículos de estas vértebras son habitualmente muy pequeños, se produjo la rotura accidental de la cortical medial ósea del pedículo al introducir siete de los tornillos, por lo que fueron excluidos y no se realizó sobre ellos el protocolo del estudio. Así, en el estudio finalmente se incluyeron 18 tornillos torácicos en los que se realizó EMG evocada mediante estímulo único.

La media de la distancia entre los tornillos y la médula espinal en la posición intrapedicular fue de 8,4 mm (DE = 2,8), y en la posición cercana a la médula espinal de 2,3 mm (DE = 0,6). Las medias de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos colocados a distintas distancias de la médula espinal se muestran en la Tabla 1.

Distancia	Media (DE), en mA
8 mm con pedículo íntegro	14,1 (5,5)
8 mm tras rotura de la cortical medial	13,6 (6,3)
2 mm	7,4 (3,4)
En contacto con la duramadre espinal	5,0 (1,9)

Tabla 1: Medias de los umbrales de estimulación basales de los tornillos pediculares torácicos, sin interposición de tejidos biológicos.

La comparación de estas medias mediante ANOVA demostró que existían diferencias significativas entre las medias de los umbrales de estimulación de los grupos ($F = 15,50$; $P < 0,001$) (Figura 19). Los análisis *post hoc* con comparaciones múltiples mediante el método de Bonferroni demostraron que existían diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los umbrales de estimulación de los tornillos situados a 8 mm (con o sin rotura cortical) con respecto a las medias de los

umbrales de los tornillos colocados a 2 mm y de los situados en contacto directo con la duramadre ($P < 0,001$ para estas comparaciones). En este análisis *post hoc* no existían diferencias significativas al comparar entre sí los umbrales de estimulación de los tornillos situados a 8 mm con y sin la cortical medial rota ($T = -0,31$; $P = 1,00$), ni al comparar los umbrales de los tornillos situados a 2 mm de la médula espinal con los que se encontraban en contacto directo con ésta ($T = -1,44$; $P = 0,93$).

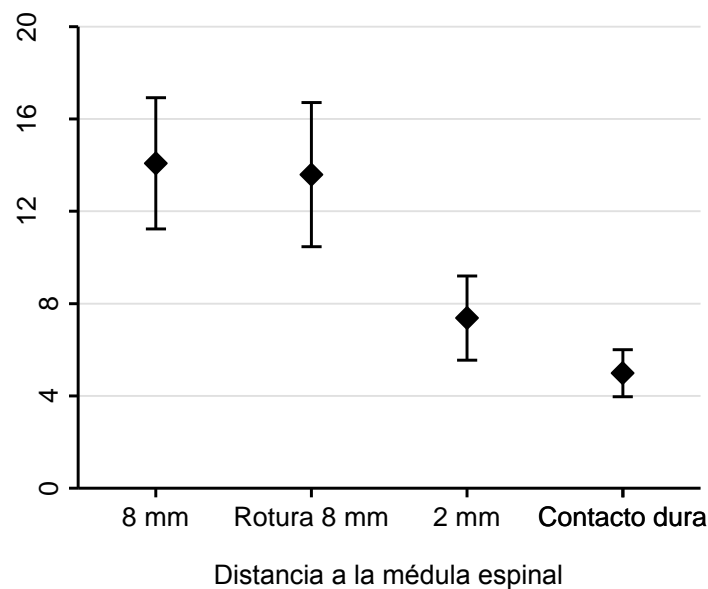


Figura 19: Diagrama que muestra las medias y desviaciones estándar de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos implantados a distintas distancias de la médula espinal (8 mm; 8 mm con cortical rota; 2 mm; y en contacto con la duramadre), sin interposición de tejidos biológicos.

Se obtuvieron las medias de los umbrales de estimulación de los TPT tras la interposición de los diferentes tejidos biológicos para los tornillos colocados a 8 mm (con y sin rotura de la cortical medial ósea) y para los que se situaron a 2 mm (Tabla 2). No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los umbrales de estimulación de los TPT tras la interposición de ninguno de los tejidos biológicos respecto a los valores basales para cada una de las posiciones de los tornillos sin

interponer tejidos biológicos (para la distancia de 8 mm con cortical íntegra: $F = 0,74$ y $P = 0,57$; para la distancia de 8 mm con rotura cortical: $F = 0,25$ y $P = 0,91$; y para la distancia de 2 mm: $F = 0,06$ y $P = 0,99$).

Distancia	Media (DE), en mA
8 mm con pedículo íntegro (basal)	14,1 (5,5)
8 mm con pedículo íntegro + sangre	12,7 (2,7)
8 mm con pedículo íntegro + grasa	11,8 (2,6)
8 mm con pedículo íntegro + músculo	11,6 (2,3)
8 mm con pedículo íntegro + hueso	11,8 (2,4)
8 mm tras rotura de la cortical medial (basal)	13,6 (6,3)
8 mm tras rotura de la cortical medial + sangre	12,2 (2,8)
8 mm tras rotura de la cortical medial + grasa	13,8 (6,4)
8 mm tras rotura de la cortical medial + músculo	13,2 (6,5)
8 mm tras rotura de la cortical medial + hueso	14,0 (5,5)
2 mm (basal)	7,4 (3,4)
2 mm + sangre	6,8 (3,4)
2 mm + grasa	7,5 (4,1)
2 mm + músculo	7,4 (4,0)
2 mm + hueso	7,1 (3,9)

Tabla 2: Medias de los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos en situación basal y tras la interposición de tejidos biológicos para cada posición ($P > 0,05$ para todas las comparaciones en cada distancia).

Tras la interposición de cada uno de los diferentes tejidos, las medias de los umbrales de estimulación de los tornillos para cada una de las posiciones exploradas mediante ANOVA fueron similares a las obtenidas en el estudio basal sin interposición de tejidos. Las comparaciones de las tres posiciones reflejadas en las Tabla 2 para cada una de las sustancias interpuestas fueron:

- Para la interposición de sangre: $F = 14,41$; $P < 0,001$.
- Para la interposición de grasa: $F = 5,47$; $P = 0,009$.
- Para la interposición de músculo: $F = 4,63$; $P = 0,017$.

- Para la interposición de hueso: $F = 8,12$; $P = 0,002$.

La correlación de Pearson entre umbral y distancia fue de $r = 0,56$ (IC 95% 0,46 – 0,65; $P < 0,001$). Para explorar con más detalle la relación existente entre la distancia del tornillo a la médula y el umbral de estimulación del tornillo, se realizó un análisis multivariante mediante regresión lineal múltiple con el umbral (en mA) como variable dependiente; la distancia (en mm) como variable independiente; y la rotura de la cortical (variable dicotómica) y la interposición de los diferentes tejidos biológicos (variable categórica) como covariables independientes potencialmente confusoras. Este análisis demostró que existía una relación lineal directa independiente entre distancia y umbral ($P < 0,001$), que no se veía significativamente afectada por la interposición de tejidos biológicos ($P = 0,426$ para sangre; $P = 0,963$ para grasa; $P = 0,681$ para músculo; y $P = 0,862$ para hueso) ni por la rotura de la cortical medial ósea ($P = 0,919$) (Tabla 3).

Variable		Coefficiente	IC 95%		T	P
Distancia (en mm)		0,789	0,615	0,964	8,93	<0,001
Rotura cortical		0,087	-1,603	1,778	0,1	0,919
Tejido	Ninguno (ref.)	-	-	-	-	-
	Sangre	-0,757	-2,627	1,114	-0,8	0,426
	Grasa	-0,044	-1,955	1,8668	-0,05	0,963
	Músculo	-0,399	-2,31	1,512	-0,41	0,681
	Hueso	-0,171	-2,098	1,757	-0,17	0,862
Constante		6,14	4,031	8,249	5,74	<0,001

Tabla 3: Resultado de la regresión lineal múltiple relacionando umbral de estimulación y distancia del tornillo a la médula, ajustada por rotura cortical y tejido interpuesto.

Por tanto, por cada milímetro que se incremente la distancia entre el tornillo y la médula espinal, el umbral de estimulación aumenta en 0,79 mA, con un mínimo estimado de 6,14 mA para los tornillos en contacto directo con la duramadre (Figura 20).

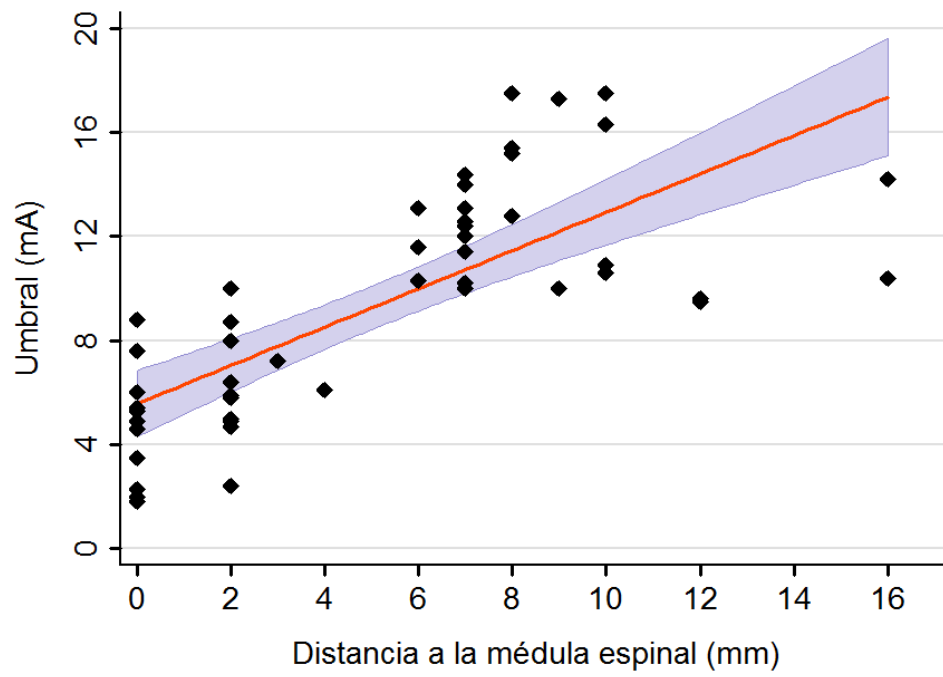


Figura 20: Recta de regresión ajustada para la media de los umbrales de estimulación de los tornillos, con su IC del 95% (sombreado).

2. SEGUNDA FASE: ESTUDIO DE MONITORIZACIÓN DE TORNILLOS PEDICULARES TORÁCICOS EN PACIENTES

De los 23 pacientes estudiados, 16 fueron mujeres y 7 fueron hombres. La media de edad en el momento de la cirugía fue de 16,2 años, con un rango de edades comprendido entre los 12 y los 32 años. En total, 15 pacientes tenían curvas torácicas derechas y dos curvas torácicas izquierdas. Seis pacientes presentaban una deformidad escoliótica con doble curva, siendo la curva torácica mayor derecha en todos los casos. El ángulo de Cobb medio fue de 58,3° (DE = 10,7°) con un rango comprendido entre 46° y 87°.

El diagnóstico etiológico de estos pacientes fue El del adolescente en 14 casos (61%), El del adulto en tres casos (13%), escoliosis torácica asociada a cardiopatía congénita en tres casos (13%), y escoliosis congénita en tres casos (13%).

El ápex de la curva escoliótica estaba localizado a nivel de la vértebra torácica T6 en un caso, a nivel de T7 en tres casos, en el segmento T8 en cinco casos, a nivel de T9 en nueve casos y en T10 en cinco casos.

Se colocaron un total de 358 tornillos torácicos, 179 en el lado de la concavidad y 179 en el lado de la convexidad de la curva escoliótica, con una media de 15 tornillos por paciente (rango entre 12 - 19 tornillos). Durante las cirugías, ocho tornillos que habían sido colocados en el lado de la concavidad de la curva presentaron un umbral de estimulación menor de 7 mA, por lo que fueron retirados intraoperatoriamente tras la comprobación mediante fluoroscopia de su malposición. Otros 25 tornillos presentaron umbrales de estimulación dentro del rango del umbral de incertidumbre (entre 7 y 12 mA), por lo que su posición fue comprobada mediante fluoroscopia intraoperatoria y, finalmente, 15 de ellos fueron retirados porque presentaban signos claros de mala posición (nueve en la concavidad y seis en la convexidad). Los restantes diez tornillos con umbrales en el rango de incertidumbre estaban

aparentemente bien posicionados en la fluoroscopia, por lo que no fueron retirados intraoperatoriamente (Figura 21).

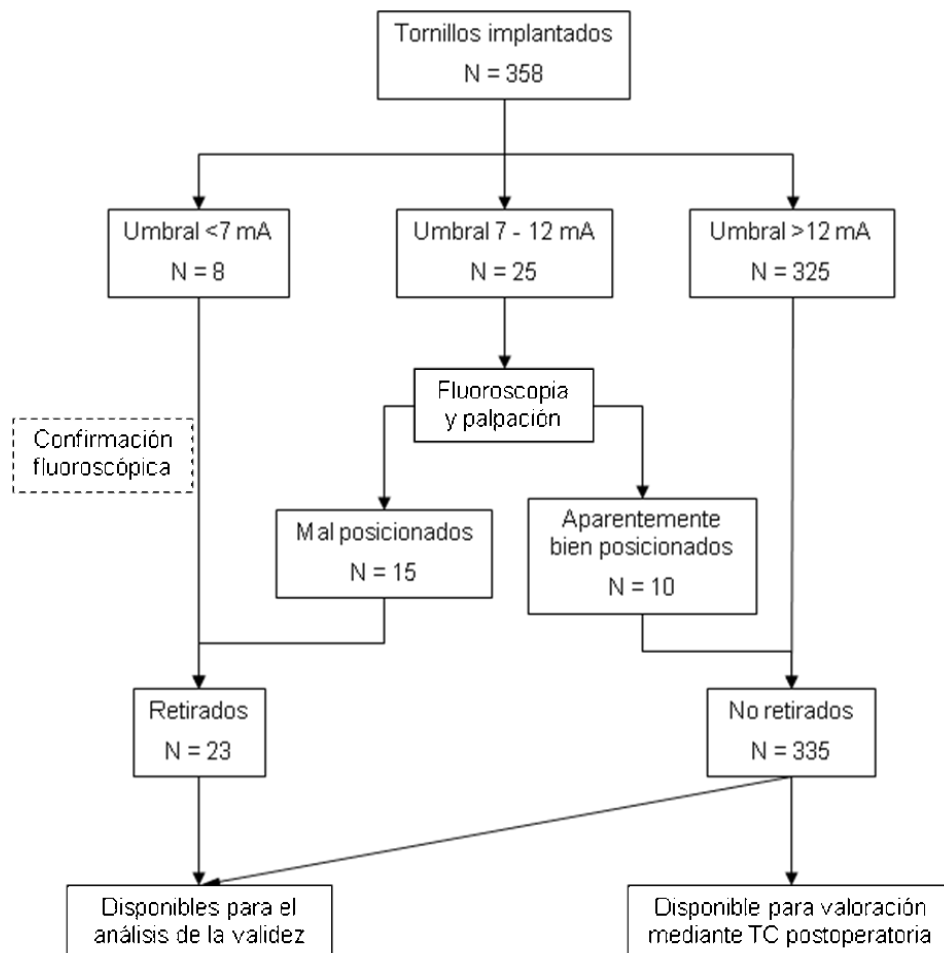


Figura 21: Diagrama de flujo de los tornillos pediculares torácicos implantados, retirados y disponibles para el análisis.

Finalmente, 335 tornillos (162 en el lado de la concavidad y 173 en el de la convexidad de la curva escoliótica) quedaron disponibles para el análisis mediante TC postoperatoria. De estos 335 tornillos, 102 estaban colocados dentro de los segmentos del ápex de la curva escoliótica (43 en la concavidad y 59 en la convexidad), 145 por encima de la región del ápex (78 en la concavidad y 67 en la convexidad) y 88 por debajo de la zona de ápex (41 en la concavidad y 47 en la convexidad). En ninguno de

los pacientes incluidos se observaron alteraciones de los potenciales evocados durante las maniobras de corrección de la curva.

El número de tornillos correctamente insertados (en posición intrapedicular) y los desplazados en sentido medial (tanto con rotura de la cortical medial ósea como los situados dentro del canal vertebral) o lateral (rotura de la cortical lateral ósea o en posición lateral al pedículo) según el lado de la curva torácica, fueron evaluados mediante TC postoperatoria (Tabla 4). De los 335 tornillos colocados en la columna torácica, un total de 44 tornillos (13,1%), mostraron distintas malposiciones en la TC postoperatoria. Cuarenta tornillos (11,9%) causaban perforación de la pared medial del pedículo o invasión del canal espinal, pero sólo once (3,3% del total) tornillos se encontraban completamente dentro del canal espinal (invasión severa), y cuatro tornillos (1,2%) perforaban la pared cortical lateral del pedículo. Si consideramos los 23 tornillos que se retiraron durante las cirugías, el porcentaje global de tornillos verdaderamente malposicionados fue de 18,7% (67 de 358). El porcentaje de tornillos mal posicionados en el lado de la concavidad (21,2%) fue mayor que el de los tornillos mal posicionados de la convexidad (16,2%). De media, se colocaron 2,9 tornillos mal posicionados por paciente (rango de cero a siete). Sólo en cinco pacientes (21,7%) no se encontró ningún tornillo mal posicionado en la TC postoperatoria.

Posición	Concavidad		Convexidad		Total (%)
	N	Umbral en mA, media (DE)	N	Umbral en mA, media (DE)	
Intrapedicular *	141	21,2 (8,3)	150	23,9 (7,7)	291 (86,9)
Rotura cortical medial / invasión leve #	13	13,0 (3,2)	16	13,9 (3,7)	29 (8,6)
Invasión severa #	5	9,8 (3,2)	6	12,2 (3,4)	11 (3,3)
Rotura cortical lateral #	3	18,3 (10,4)	1	16,0	4 (1,2)
Total *	162	20,2 (8,4)	173	22,6 (8,1)	335

* $P < 0,05$. # $P > 0,05$.

Tabla 4: Número y medias de los umbrales de los tornillos en función de su posición final y del lado de la curva escoliótica, valorados por TC postoperatoria.

En total, los tornillos de la concavidad tenían umbrales de estimulación menores que los tornillos posicionados en la convexidad (20,2 vs 22,6 mA; $T = -2,57$; $P = 0,01$) (Tabla 4). Las medias de los umbrales de estimulación de los tornillos eran diferentes en función de su posición en la TC postoperatoria para ambos lados de la curva escoliótica ($F = 6,02$; $P < 0,001$ para la concavidad; y $F = 12,24$; $P < 0,001$ para la convexidad). En las comparaciones *post hoc* entre grupos mediante el método de Bonferroni se confirmó que los umbrales de estimulación eran menores para aquellos tornillos que invadían el canal que para los tornillos en posición intrapedicular (en la concavidad $P = 0,008$ para la comparación intrapedicular vs invasión leve, y $P = 0,03$ para intrapedicular vs invasión grave; y en la convexidad $P < 0,001$ para la comparación intrapedicular vs invasión leve, y $P = 0,004$ para intrapedicular vs invasión grave) (Tabla 4). Para cada posición de los tornillos solo se encontraron diferencias significativas entre ambos lados en los umbrales de estimulación de los tornillos colocados en posición intrapedicular, siendo menores en la concavidad que en la convexidad (21,2 vs 23,9 mA; $T = -2,86$; $P = 0,004$; $P > 0,05$ para el resto de las posiciones).

Independientemente de la posición final de los tornillos en los pedículos vertebrales, existía una correlación entre los umbrales de estimulación obtenidos mediante estimulación del trayecto pedicular y los obtenidos con la estimulación directa de la cabeza de los tornillos ($r = 0,66$; $P < 0,001$) (Figura 22), que era mayor para la concavidad ($r = 0,78$; $P < 0,001$) que para la convexidad ($r = 0,53$; $P < 0,001$) (Figura 23).

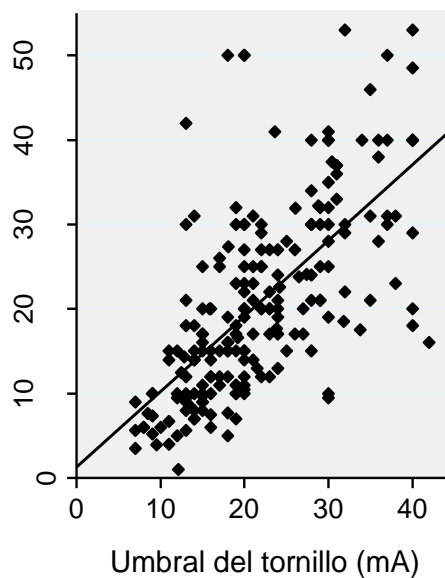


Figura 22: Correlación entre los umbrales de los trayectos y de los tornillos (total).

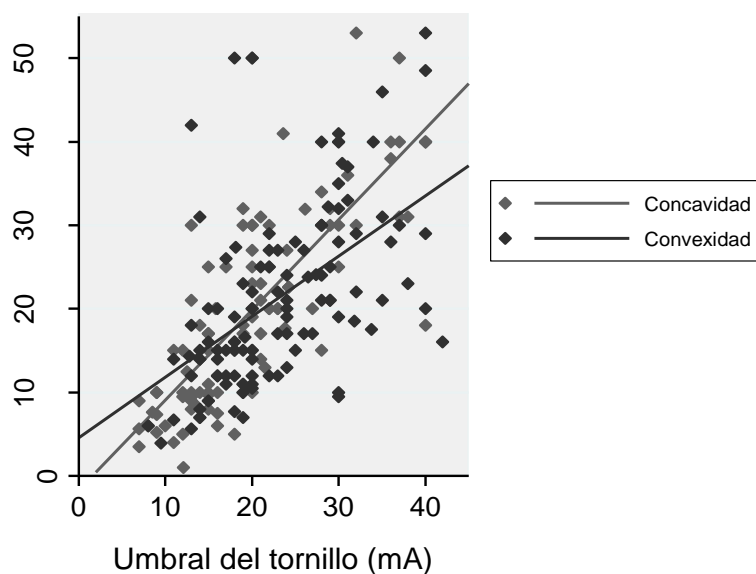


Figura 23: Correlación entre los umbrales de los trayectos y de los tornillos en cada lado de la curva escoliótica.

No existían diferencias entre concavidad y convexidad en la frecuencia global de tornillos mal posicionados detectados por TC: 21 correspondieron al lado de la concavidad (13,0% de los tornillos de ese lado) y 23 a la convexidad (13,3%) ($\chi^2 = 0,008$; $P = 0,928$) (Tabla 5). Un subanálisis de estos tornillos mal posicionados en función de su localización en las vértebras del ápex o fuera de éste mostró que

tampoco existían diferencias entre ambos lados en la frecuencia de tornillos mal posicionados en la región del ápex de la curva (11,6% en la concavidad vs 15,3% en la convexidad; $\chi^2 = 0,28$; $P = 0,60$) ni fuera de ella (13,5% en la concavidad vs 13,3% en la convexidad; $\chi^2 = 0,07$; $P = 0,79$), aunque el mayor porcentaje de tornillos mal posicionados se encontró por encima del ápex en el lado de la concavidad (Figura 24).

Segmentos	Concavidad	Convexidad	Total
Por encima del ápex	17,9%	10,4%	14,5%
Ápex (3 segmentos)	11,6%	15,3%	13,6%
Por debajo del ápex	4,9%	14,9%	10,3%
Media	13,0%	13,3%	13,1%

Tabla 5: Porcentaje de tornillos mal posicionados por lado de la curva y región en relación al ápex.

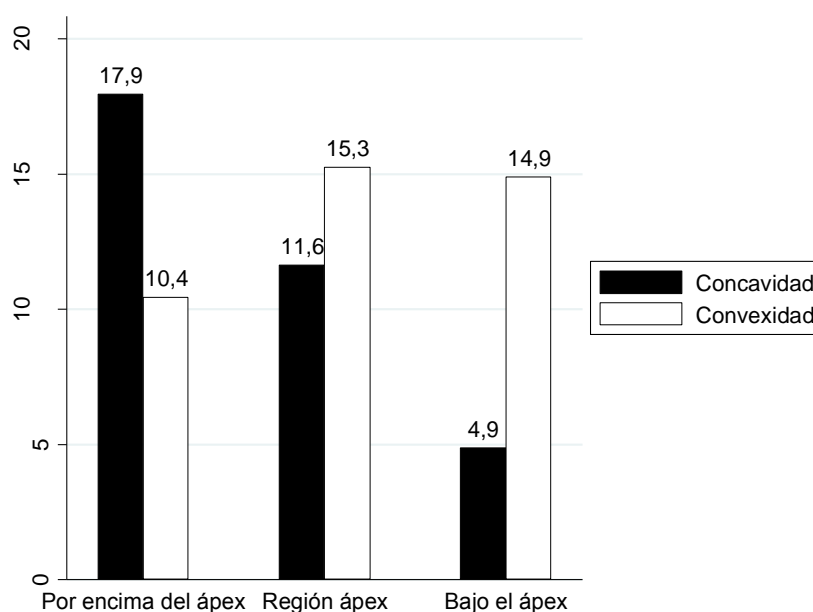


Figura 24: Porcentaje de tornillos mal posicionados en relación a la región del ápex.

La distribución y las medias de los umbrales de todos los tornillos colocados en posición intrapedicular en los distintos segmentos de la columna vertebral se exponen en la Tabla 6. En los diferentes segmentos de la columna se detectaron diferencias

significativas en las medias de los tornillos situados en la concavidad y la convexidad en la región por encima del ápex de la curva escoliótica (21,2 vs 24,7 mA; $T = -2,35$; $P = 0,02$), y en el segmento del ápex (19,1 vs 22,6 mA; $T = -2,07$; $P = 0,04$). No se encontraron diferencias significativas en las medias de los umbrales de estimulación entre los tornillos situados en el lado de la concavidad y la convexidad por debajo del segmento correspondiente a las tres vértebras por debajo de la región del ápex (23,2 vs 24,5 mA; $T = -0,67$; $P = 0,51$).

Segmentos	Concavidad		Convexidad		Total (%)
	N	Umbral en mA, media (DE)	N	Umbral en mA, media (DE)	
Por encima del ápex	64	21,2 (7,9)	60	24,7 (8,2)	124 (42,6)
Ápex (3 segmentos)	38	19,1 (8,4)	50	22,6 (7,0)	88 (30,2)
Por debajo del ápex	39	23,2 (8,5)	40	24,5 (7,8)	79 (27,2)
Total	141	21,1 (8,3)	150	23,9 (7,7)	291

Tabla 6: Distribución y medias de los umbrales de todos los tornillos correctamente posicionados (intrapediculares) en los distintos segmentos vertebrales.

Las tres vértebras correspondientes al segmento de ápex de la curva fueron analizadas con más detalle. En dicha región se colocaron un total de 102 tornillos, de los cuales 88 estaban en una posición intrapedicular. Las distancias que existían entre la cortical (borde medial) del pedículo y la médula en las tres vértebras del segmento del ápex, tanto del lado de la concavidad como de la convexidad, se midieron previamente a la cirugía en imágenes de RM en cada paciente. Estas mediciones pudieron realizarse con claridad en 20 niveles del lado de la concavidad y en 25 niveles de la convexidad, sobre el total de 69 niveles correspondientes a ápex y región periápex posibles. No se pudieron determinar las distancias en los restantes niveles debido al grosor de los cortes, la distorsión de las imágenes y/o la ausencia de definición de los límites de la pared del saco dural. En todos los casos, la médula espinal se encontraba desplazada hacia el lado de la concavidad en la región del ápex

de la curva. La media (DE) de la distancia entre el pedículo y la médula espinal en el lado de la concavidad fue de 2,3 (0,9) mm, y en el lado de la convexidad 9,5 (3,1) mm (para la diferencia, $T = -10,67$; $P < 0,001$).

Considerando ambos lados de la curva juntos, no hubo correlación lineal de la distancia de la médula espinal al pedículo con los valores de los umbrales de estimulación de los trayectos ($r = 0,14$; $P = 0,37$) ni con todos los tornillos correctamente posicionados en los que se pudo determinar la distancia entre pedículo y médula en la RM preoperatoria ($r = 0,13$; $P = 0,63$). Sin embargo, cuando el lado de la concavidad y la convexidad se analizaron por separado, se encontró correlación significativa en el lado de la concavidad entre la distancia existente entre la médula espinal y el pedículo (medido en milímetros) y los valores de los umbrales de estimulación de los tornillos ($r = 0,47$; $P = 0,04$) y de los trayectos ($r = 0,82$; $P = 0,02$), lo que no ocurría en la convexidad (para los tornillos $r = -0,28$ y $P = 0,18$; para los trayectos $r = 0,13$ y $P = 0,72$).

Con el objetivo de evaluar el rendimiento diagnóstico de la monitorización de los TPT mediante EMG evocada por estímulo único, se calcularon los estadísticos de validez para los diferentes umbrales de estimulación incluyendo todos los tornillos colocados (tanto los detectados como mal posicionados y retirados de forma intraoperatoria; como los implantados y analizados mediante TC postoperatoria). Como ocurre con todas las pruebas diagnósticas que arrojan un resultado numérico, existía cierto solapamiento en los umbrales de estimulación de los tornillos bien y mal colocados, por lo que la sensibilidad y la especificidad variaban en función de los valores del umbral utilizados como punto de corte (Figura 25 y Tabla 7).

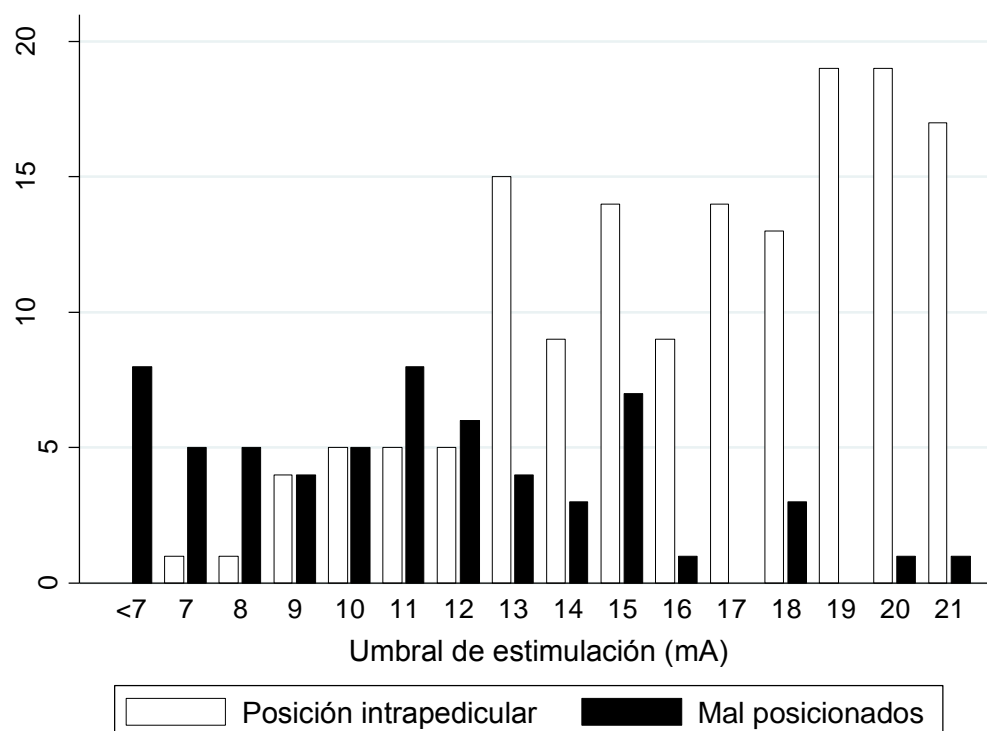


Figura 25: Número de tornillos bien y mal posicionados en función del umbral de estimulación

(No se muestran los tornillos con umbrales >21 mA).

Umbral (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)	J
6	12,9	100,0	100,0	83,9	0,13
7	21,0	99,6	92,9	85,1	0,21
8	29,0	99,3	90,0	86,4	0,28
9	35,5	97,9	78,6	87,3	0,33
10	43,5	96,1	71,1	88,5	0,40
11	56,5	94,3	68,6	90,8	0,51
12	66,1	92,5	66,1	92,5	0,59
13	72,6	87,2	55,6	93,5	0,60
14	77,4	84,0	51,6	94,4	0,61
15	88,7	79,0	48,2	96,9	0,68
16	90,3	75,8	45,2	97,3	0,66
17	90,3	70,8	40,6	97,1	0,61
18	95,2	66,2	38,3	98,4	0,61
19	95,2	59,4	34,1	98,2	0,55
20	96,8	52,7	31,1	98,7	0,50
21	98,4	46,6	28,9	99,2	0,45

Se: Sensibilidad. Sp: Especificidad. VPP: Valor predictivo positivo.

VPN: Valor predictivo negativo. J: Índice de Youden (Se + Sp - 1).

Tabla 7: Validez de la monitorización mediante electromiografía evocada por estímulo único de todos los tornillos pediculares torácicos implantados.

Como era de esperar, la sensibilidad fue máxima con los umbrales más altos (21 mA) y la especificidad fue máxima en los umbrales más bajos (por debajo de 7 mA). El índice *J* de Youden, que refleja el mejor resultado combinado de sensibilidad y especificidad para cada valor, fue máximo en el umbral de 15 mA. Los valores predictivos positivo y negativo globales, que dependen de sensibilidad y especificidad y de la prevalencia del evento estudiado (frecuencia de mala posición de los TPT) demostraron una rápida disminución del VPP con incrementos del umbral por encima de 8 mA, mientras que el VPN fue en general elevado, con valores superiores al 95% por encima de los 14 mA.

Al analizar por separado la precisión diagnóstica de la monitorización de los TPT colocados a cada lado de la curva escoliótica se observaron diferencias relevantes en los valores de los estadísticos de validez. Los TPT implantados en la concavidad alcanzaban un valor máximo de sensibilidad a partir de los 18 mA para la detección de la malposición (sin alcanzar el valor del 100% debido a la existencia de un tornillo en malposición lateral con un umbral de 30 mA), mientras que en el conjunto de tornillos colocados en el lado de la convexidad la sensibilidad alcanzó el 100% solo en valores de 21 mA o más. La especificidad también fue diferente en ambos lados de la curva: los tornillos colocados en la concavidad tenían una especificidad del 100% con umbrales por debajo de los 7 mA, mientras que en la convexidad este valor se alcanzaba con umbrales <10 mA (Anexo).

Más concretamente, si se analizan de forma específica los tornillos colocados en cada lado de la curva en la región del ápex, que es la zona de mayor dificultad técnica para la implantación de tornillos y la de mayor lateralización de la médula espinal dentro del canal raquídeo, la sensibilidad era máxima en el lado de la concavidad a partir de umbrales ≥ 14 mA, mientras que en la convexidad fue máxima en tornillos con umbral de 21 mA o más. La especificidad en la región del ápex fue del 100% por debajo de los 9 mA en la concavidad y por debajo de los 12 mA en la

convexidad. Una diferencia similar se observaba en la comparación de los tornillos colocados a ambos lados de la curva fuera de la región del ápex (Anexo).

Se calcularon tanto el VPP como el VPN de los diferentes umbrales de estimulación de los tornillos situados en la región del ápex de la curva escoliótica. Se encontraron diferencias relevantes en los umbrales de estimulación entre el lado de la concavidad y el de la convexidad de la curva para predecir el porcentaje de tornillos colocados en una posición incorrecta (VPP). Mientras que umbrales de estimulación por debajo de 12 mA en la convexidad correspondían a un 100% de tornillos mal colocados, este porcentaje se obtuvo con <9 mA en la concavidad (Figura 26).

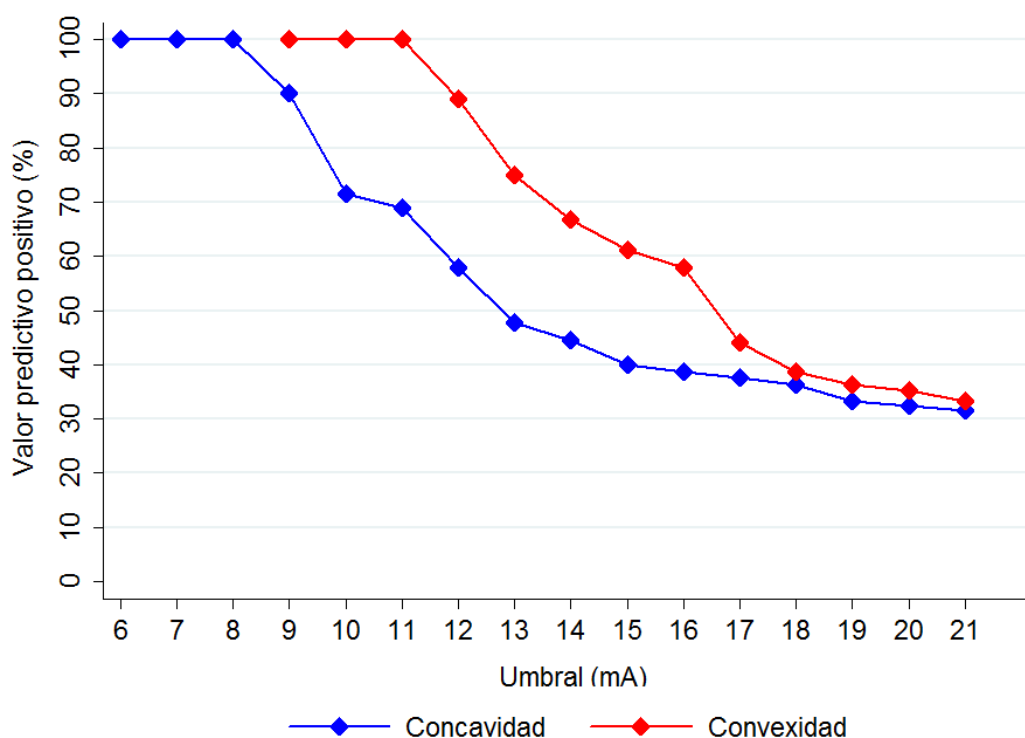


Figura 26: Valor predictivo positivo de los umbrales de los tornillos pediculares torácicos para la concavidad y la convexidad.

También se encontraron diferencias en los VPN entre la concavidad y la convexidad, aunque se mantenían en porcentajes por encima del 80% en todos los

valores de los umbrales de estimulación por encima de 8 mA para ambos lados. Los tornillos con umbral de estimulación de ≥ 14 mA tenían VPN mayores del 95% en la concavidad, y el VPN del 95% en la convexidad del ápex lo alcanzaban los tornillos con umbrales de ≥ 15 mA (Figura 27).

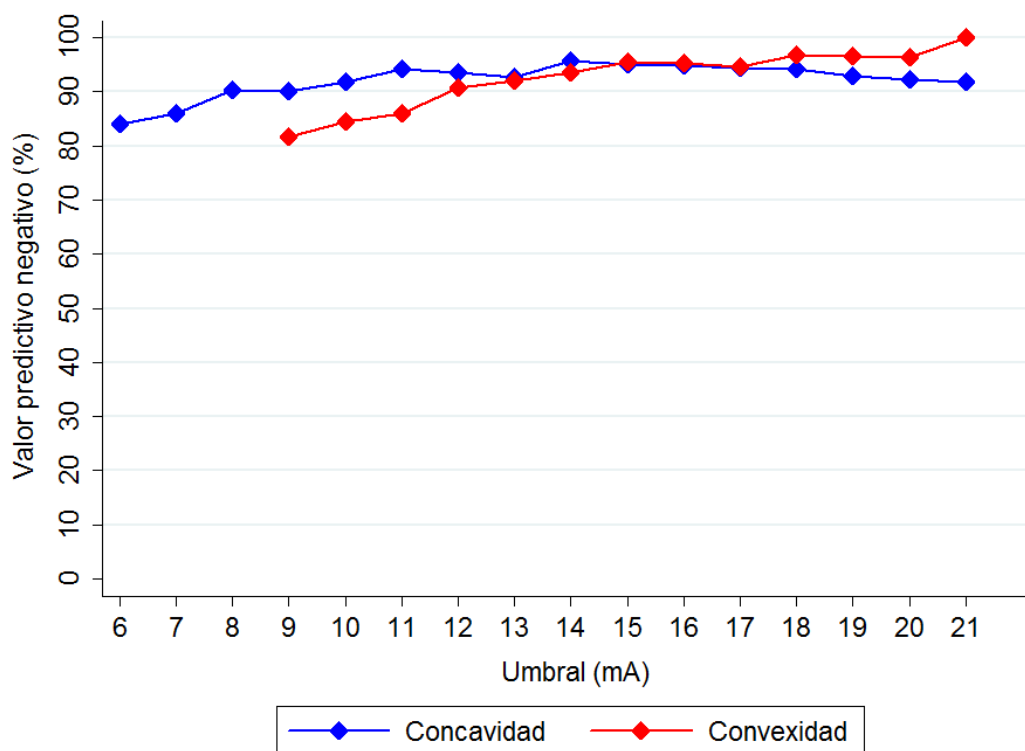


Figura 27: Valor predictivo negativo de los umbrales de los tornillos pediculares torácicos para la concavidad y la convexidad.

El rendimiento diagnóstico global evaluado mediante el área bajo la curva (AUC) ROC para el total de los tornillos analizados fue de 0,90 (IC 95% 0,86 – 0,94), siendo muy similares para la concavidad (AUC = 0,89; IC 95% 0,82 – 0,95) y para la convexidad (AUC = 0,93; IC 95% 0,88 – 0,97) con los valores de umbrales obtenidos (Figura 28). Estos resultados clasifican la prueba diagnóstica en estudio como de una utilidad moderada-alta según criterios propuestos previamente (Swets, 1988). En el área específica del ápex, el AUC fue de 0,89 en la concavidad (IC 95% 0,76 – 1,00) y de 0,92 en la convexidad (IC 95% 0,83 – 1,00). Estos resultados incluyen todos los

tornillos colocados durante las cirugías (N = 358), incluidos aquellos tornillos retirados durante las mismas por presentar umbrales <7 mA o con umbrales de 7-12 mA con malposición confirmada en fluoroscopia o mediante palpación. En caso de no haber incluido los tornillos retirados, el rendimiento diagnóstico global evaluado mediante la curva ROC habría sido discretamente menor (AUC = 0,86; IC 95% 0,80 – 0,91).

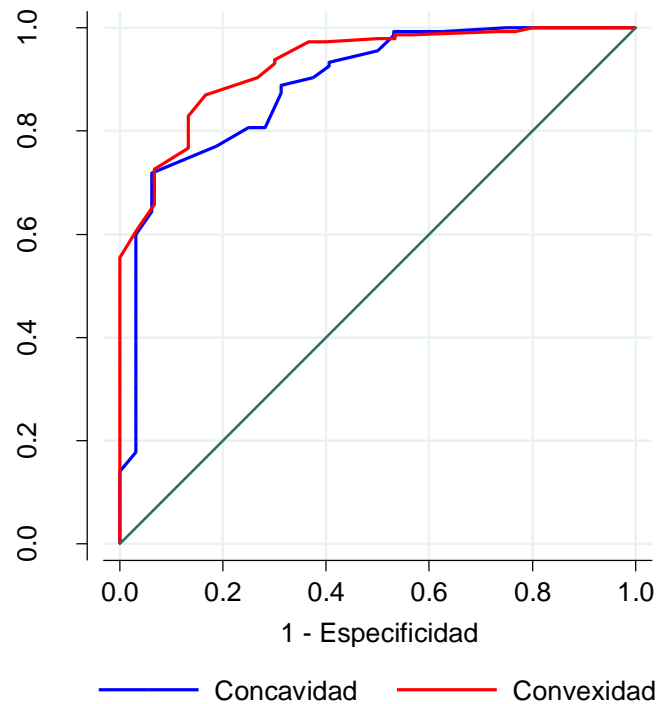


Figura 28: Curvas ROC para los umbrales de estimulación de los tornillos localizados en la concavidad y en la convexidad.

El AUC para el conjunto de tornillos localizados en la región del ápex fue de 0,88 (IC 95% 0,80 – 0,96) y para los tornillos localizados fuera de la región del ápex fue de 0,92 (IC 95% 0,88 – 0,96).

VI. DISCUSIÓN

1. RESUMEN DE LOS PRINCIPALES RESULTADOS

El estudio llevado a cabo en la primera fase en un modelo de experimentación animal demostró que los umbrales de estimulación de los TPT tenían una relación directa con la distancia existente entre el tornillo y la médula espinal. La interposición de diferentes tejidos biológicos entre el tornillo y la médula espinal no originó diferencias significativas en las medias de los umbrales de estimulación para cada distancia explorada ni modificó de forma significativa la relación existente entre la distancia y el umbral. Estos hallazgos sugieren que es la disminución de la distancia entre el tornillo y las estructuras neurales, y no la presencia o ausencia de rotura de la cortical ósea, la que condiciona la disminución significativa de los umbrales de estimulación de los tornillos.

En la segunda fase del estudio se exploró este hallazgo experimental en la práctica clínica. Los tornillos colocados en la concavidad de la curva escoliótica de pacientes intervenidos de EI tenían umbrales de estimulación menores que los tornillos posicionados en la convexidad, en la que la distancia entre los pedículos y la médula espinal es mayor. En ambos lados de la curva escoliótica las medias de los umbrales de estimulación de los TPT correctamente colocados en posición intrapedicular eran mayores que las de los tornillos que invadían el canal espinal, y los tornillos que ocasionaban invasiones más graves (y por tanto más cercanos a la médula espinal) tenían una tendencia a tener umbrales de estimulación más bajos. Un análisis de la relación entre la distancia entre pedículo y médula espinal en RM preoperatoria y los umbrales de estimulación de los tornillos bien posicionados (intrapediculares) en la TC postoperatoria demostró la existencia de una correlación directa en el lado de la concavidad de la curva escoliótica. Se calculó el rendimiento diagnóstico de la monitorización de los umbrales de estimulación de todos los TPT implantados. En la región del ápex de la curva escoliótica los umbrales de estimulación que deberían ocasionar alarma acerca de la incorrecta colocación de los tornillos fueron diferentes a

los encontrados fuera de la región del ápex; y en la propia región del ápex, estos umbrales de alarma eran más bajos en la concavidad que en la convexidad. Los umbrales que predecían la malposición de los tornillos en la región del ápex con un VPP del 100% eran de ≤ 8 mA en la concavidad y de ≤ 11 mA en la convexidad. Los VPN fueron más estables y elevados, alcanzando valores de $>95\%$ en el ápex con umbral de ≥ 14 mA en la concavidad y ≥ 15 mA en la convexidad. En base a la validez de la EMG evocada por estímulo simple para la monitorización de los TPT en cirugías de escoliosis, y con el objetivo de maximizar su rendimiento diagnóstico, se proponen unos umbrales de estimulación de alarma, de incertidumbre y de seguridad para cada región y lado de la curva escoliótica (Tabla 8 y Figura 29). El AUC global para la monitorización de tornillos pediculares torácicos mediante la técnica de estímulo único fue de 0,90.

Localización	Umbrales (mA)		
	Alarma	Incertidumbre	Seguridad
Concavidad (total)	≤ 8	9 – 14	≥ 15
Concavidad (ápex)	≤ 8	9 – 13	≥ 14
Convexidad (total)	≤ 9	10– 14	≥ 15
Convexidad (ápex)	≤ 11	12 – 17	≥ 18

Tabla 8: Umbrales de estimulación propuestos como criterios de alarma, de incertidumbre o de seguridad en función de la localización de los tornillos.

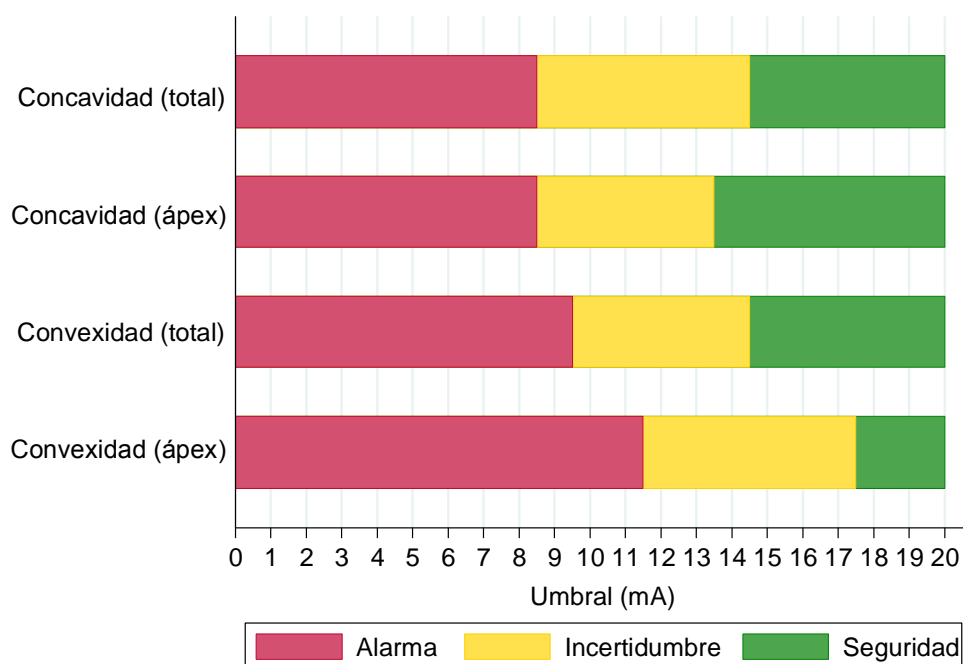


Figura 29: Representación gráfica de los umbrales de estimulación propuestos como criterios de alarma, de incertidumbre o de seguridad en función de la localización de los tornillos.

2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS Y COMPARACIÓN CON LA LITERATURA PREVIA

Se han realizados varios estudios que han intentado establecer un valor límite del umbral de estimulación por debajo del cual el riesgo de rotura de la cortical medial del pedículo de las vértebras torácicas, y por tanto de colocación inadecuada de los tornillos, aumenta (Danesh-Clough et al., 2001; Kuklo et al., 2005a; Lewis et al., 2001; Raynor et al., 2002; Reidy et al., 2001; Rodriguez-Olaverri et al., 2008; Shi et al., 2003). Sin embargo, los resultados de estos estudios no han sido concluyentes, y existe variabilidad en los umbrales de estimulación propuestos en los diferentes estudios. Solamente los umbrales de estimulación altos aportan una mayor confianza de que el tornillo esté verdaderamente colocado en posición intrapedicular, pero los diferentes estudios no han podido establecer, hasta el momento, umbrales de

estimulación universalmente validados que confirmen la malposición del tornillo en la columna torácica.

Previamente tres estudios experimentales con diferentes protocolos, músculos y técnicas de registro han investigado la técnica de la EMG evocada por estímulo único para la valoración de la posición de los TPT en modelos animales. Danesh-Clough et al. (2001) llevaron a cabo un estudio experimental en ovejas mediante inserción de tornillos pediculares en los niveles vertebrales torácicos bajos y lumbares altos. Tras establecer los umbrales de estimulación de 91 tornillos torácicos y lumbares (desde T8 a L2), los compararon con las posiciones de los tornillos con respecto al pedículo establecidas mediante disección posterior realizada por un observador ciego a los resultados de la técnica neurofisiológica. Los umbrales de los tornillos mal posicionados (ocasionando rotura cortical medial, invasión del canal espinal, rotura de la cortical lateral, penetración en el disco intervertebral o penetración en la unión costovertebral), analizados todos conjuntamente, fueron significativamente más bajos que los de los umbrales de los tornillos situados en posición intrapedicular (7,63 vs 15,20 V). Atribuyeron la reducción de los umbrales de estimulación de los tornillos mal posicionados a la ausencia de estructuras óseas (cortical del pedículo) interpuestas entre el tornillo y las estructuras neurales, a pesar de que se incluyeron en este grupo todos aquellos tornillos mal posicionados independientemente del tipo de malposición. Los autores concluyeron que la integridad de la pared cortical ocasiona que se requiera una mayor intensidad de estimulación para obtener una respuesta evocada, por lo que la monitorización de los TPT o lumbares mediante EMG evocada por estímulo único podría ser útil para la discriminación intraoperatoria de la posición de dichos tornillos.

Lewis et al. (2001) llevaron a cabo un estudio experimental en cerdos domésticos en los que registraron los umbrales de estimulación de 85 tornillos colocados entre las vértebras torácicas de T6 a T15 con la finalidad de intentar

establecer un umbral de seguridad en la instrumentación quirúrgica a dicho nivel. Clasificaron los resultados de los umbrales de estimulación de los tornillos torácicos en tres grupos: en el primero obtuvieron los umbrales de estimulación de los tornillos colocados en posición intrapedicular y con integridad de la cortical ósea, con una media de 4,15 mA; en el segundo grupo, la media de los umbrales de estimulación de los tornillos colocados en posición intrapedicular con rotura experimental de la cortical fue de 4,37 mA, mostrando una diferencia no significativa con los umbrales de los tornillos del primer grupo. En un tercer grupo, la media de los umbrales de estimulación de los tornillos colocados directamente en contacto con la médula espinal fue de 3,02 mA, diferencia significativamente menor comparada con los resultados registrados en los dos primeros grupos. Sin embargo, existía una gran variabilidad en los umbrales registrados en todas las posiciones exploradas. Aunque los valores más altos de los umbrales de estimulación sí demostraron una tendencia a proceder de tornillos en posición intrapedicular y los valores más bajos tendían a proceder de tornillos en posición medial con respecto al pedículo, los autores no pudieron determinar un umbral de estimulación que discriminara con precisión los tornillos bien colocados de los que ocasionaban una rotura de la cortical ósea del pedículo, por lo que concluyeron que otros métodos electrofisiológicos son necesarios para incrementar el margen de seguridad en la colocación de los TPT y poder detectar intraoperatoriamente una malposición de un tornillo.

Utilizando el mismo modelo animal, De Blas et al. (2009) obtuvieron resultados superponibles a los de Lewis et al. (2001). En este estudio, la EMG evocada por estímulo único con registro en los músculos intercostales demostró ser un buen indicador de malposición del tornillo sólo en aquellos casos en los que el implante estaba en contacto directo con estructuras nerviosas (raíces o médula), en cuyo caso los umbrales de estimulación eran significativamente menores. Sin embargo, los umbrales de estimulación no pudieron discriminar entre los tornillos que rompían la

cortical medial sin contactar con estructuras neurales (media de los umbrales de estimulación de 3,9 mA) de los colocados en posición intrapedicular sin rotura de la cortical (media de los umbrales de 4,9 mA). Se observó una disminución significativa en el umbral de estimulación en aquellos casos en los que el tornillo estaba en contacto directo con las estructuras neurales (2,7 mA). El mismo patrón fue observado cuando se estimulaban directamente los trayectos con un electrodo de bola antes de insertar los tornillos. Esto debería ser tenido en consideración a la hora de colocar tornillos pediculares con monitorización neurofisiológica, dado que la estimulación del trayecto o la del tornillo no tendrían suficiente fiabilidad para detectar roturas óseas aisladas. Encontraron un alto grado de solapamiento en los umbrales de estimulación entre los tornillos bien y mal posicionados (excepto aquellos que se encontraban en contacto directo con estructuras nerviosas), por lo que fue imposible discriminar la posición de los tornillos eficazmente. También estudiaron el fenómeno de difusión (obtención de respuesta en el músculo intercostal contralateral al lado estimulado) y concluyeron que podría ser un método eficaz para identificar con mayor detalle qué estructura neural (el saco dural o la raíz nerviosa) está en riesgo. La obtención de respuestas contralaterales tras un gran incremento del umbral de estimulación indicaría contacto con la raíz nerviosa, mientras que si no hay que incrementar de forma importante la intensidad de estimulación indicaría un contacto directo del tornillo con la médula espinal.

Las conclusiones de estos estudios experimentales previos orientaban hacia la necesidad de que los tornillos mal posicionados estuvieran en contacto con estructuras nerviosas para que sus umbrales de estimulación fueran lo suficientemente bajos como para causar alarma durante la monitorización. Demostraron que la pérdida de la integridad de la cortical ósea del pedículo no era un factor predecible mediante los valores de los umbrales de los tornillos pediculares, por lo que la monitorización de los mismos mediante EMG evocada no era un método fiable para valorarla. También

demonstraron que cuando los tornillos se encuentran en contacto directo con estructuras nerviosas su umbral de estimulación es más bajo, debido a la disminución de la impedancia eléctrica a la transmisión del estímulo aplicado sobre el tornillo, y que incluso podría aparecer el fenómeno de difusión. Sin embargo, ninguno de estos estudios experimentales tuvo en cuenta la posibilidad de que posiciones intermedias de los tornillos, con una reducción de la distancia a la médula espinal pero sin llegar a contactar con ella, pudiera modificar los valores de los umbrales de estimulación. Los estudios de Lewis et al. (2001) y de De Blas et al. (2009) solo evaluaron las diferencias en los umbrales de estimulación entre la posición intrapedicular (con o sin rotura cortical) y los tornillos posicionados en contacto directo con estructuras nerviosas. No evaluaron posiciones intermedias de los tornillos (invasión significativa del canal sin contacto con estructuras nerviosas), en las que la distancia entre tornillo y médula espinal es menor que en la posición intrapedicular.

Uno de los objetivos del estudio experimental de la Fase 1 fue evaluar exhaustivamente la influencia de la integridad ósea en los umbrales de estimulación de 18 tornillos pediculares torácicos colocados en las vértebras de T7 a T11 y registrados en diferentes posiciones en un modelo porcino. No se observaron diferencias significativas en los umbrales de estimulación de los tornillos colocados en posición intrapedicular con respecto a aquellos en los que se indujo experimentalmente una rotura de la pared medial del pedículo sin modificar la posición del tornillo, de forma análoga a los resultados obtenidos en los estudio de Lewis et al. (2001) y De Blas et al. (2009). Por tanto, la integridad ósea del pedículo no parece, a la vista de todos estos resultados, tener una influencia directa en los umbrales de estimulación de los tornillos a nivel torácico en este modelo animal, en contraste con los resultados publicados previamente en la columna lumbar (Calancie et al., 1992; Calancie et al., 1994; Clements et al., 1996; Darden et al., 1996; Glassman et al., 1995; Lenke et al., 1995; Maguire et al., 1995; Rose et al., 1997; Welch et al., 1997).

La mayoría de los estudios clínicos y experimentales mencionados concluyeron que la intensidad del estímulo necesaria para activar las estructuras nerviosas se relaciona directamente con la impedancia al paso del estímulo entre el tornillo y la estructura nerviosa (Danesh-Clough et al., 2001; Darden, Owen, Hatley, Kostuik y Tooke, 1998; Kuklo et al., 2005a; Lewis et al., 2001; Raynor et al., 2002; Reidy et al., 2001; Rodriguez-Olaverri et al., 2008; Shi et al., 2003). Proponen que esta impedancia parece depender de las diferentes estructuras anatómicas interpuestas entre ellos, especialmente de la integridad de la cortical ósea del pedículo. Sin embargo, en el presente estudio experimental, que investigó la posible influencia de la interposición de tejidos en la impedancia, se observó que el umbral de estimulación resultante era independiente de la presencia o ausencia y del tipo de tejido biológico interpuesto. Los umbrales de estimulación obtenidos con la interposición de sangre, grasa, hueso o músculo fueron similares a los obtenidos cuando el mismo tornillo era estimulado en condiciones basales (sin interposición de tejidos), mientras que una disminución en la distancia entre el tornillo y la médula espinal redujo el umbral de estimulación (que era incluso más bajo cuando el tornillo contactaba directamente con la médula espinal). Estos datos confirman que los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares se relacionan con sus distancias a estructuras nerviosas y que los tejidos que se interponen entre ellos (incluyendo la corteza ósea del pedículo vertebral) no influyen de forma significativa en los umbrales de estimulación, en congruencia con los datos previamente publicados acerca de las limitaciones de la técnica de estimulación de los tornillos pediculares. Por tanto, dado que parece que esta técnica es un método para identificar la distancia entre el tornillo y la médula espinal, la EMG evocada sólo podrá detectar la presencia de un tornillo mal posicionado dentro del canal espinal cuando está situado cerca de las estructuras nerviosas, en cuyo caso el umbral de estimulación será menor por depender directamente de la distancia entre el tornillo y la médula espinal. Este hecho tiene una implicación práctica directa en la cirugía de escoliosis, en la que la distancia entre la médula espinal y los pedículos vertebrales

instrumentados varía en función del lado del ápex de la curva en el que se registre. Así, los umbrales de estimulación de los tornillos colocados en la concavidad y en la convexidad de las curvas escolióticas podrían depender de las diferentes distancias existentes entre los tornillos y la médula espinal a ambos lados de la curva debido a la localización asimétrica de la médula espinal en la región del ápex, donde la distancia existente entre tornillo y médula espinal es menor en el lado de la concavidad y mayor en la convexidad.

La mayoría de los estudios clínicos previos han intentado establecer los umbrales de estimulación con los que aumenta el riesgo de malposición de los tornillos pediculares torácicos, aunque no hay información en la literatura acerca de las diferencias en los umbrales de estimulación de los tornillos colocados a ambos lados de la columna en casos de deformidades escolióticas (Tabla 9) (Duffy, Phillips, Knapp y Herrera-Soto, 2010; Kulik, Pralong, McManus, Debatisse y Schizas, 2013; Min et al., 2011; Raynor et al., 2002; Regidor et al., 2011; Reidy et al., 2001; Rodríguez-Olaverri et al., 2008; Samdani et al., 2011; Shi et al., 2003; Silverstein y Mermelstein, 2010).

Estudio	Niveles	Edad media (años)	Tornillos (N)	Malposición (%)	Umbral EMG (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)
Reidy et al., 2001	T1-T12	NE	90	8,90%	<8	50	83	22	94
Shi et al., 2003	T1-T12	NE	87	5,70%	<12	60	96	50	98
Rodríguez-Olaverri et al., 2008	T3-T6	NE	311	7%	<7	50	100	100	96
Duffy et al., 2010	T1-T12	14,8	195	26,20%	<4 y <6 *	14	92	39	75
Silverstein et al., 2010 #	NE	38,1	121	0%	<7	100	NC	NC	NC
Min et al., 2011	T5-T12	NE	80	11,25%	<6	25	100	100	89
Regidor et al., 2011	T2-T6	NE	248	19,10%	<12	46	90	51	88
Samdani et al., 2011 §	T2-T12	14,3	937	12,20%	<7	17	NC	NC	NC
Kulik et al., 2013	T1-T12	61,3	68	29,40%	<10	25	83	38	73

EMG: Electromiografía evocada. NE: No especificada. NC: No calculable. Se: Sensibilidad. Sp: Especificidad. VPP: Valor predictivo positivo. VPN: Valor predictivo negativo.

* Se proponen dos umbrales: retirada sistemática del tornillo (<4 mA) y recomienda su revisión (<6 mA).

Solo músculos paraespinales. Estadísticos de validez no consistentes.

§ Estadísticos de validez no calculables salvo Se para malposición medial.

Tabla 9: Estudios previos de validez de la EMG evocada con respecto a la TC postoperatoria para los tornillos pediculares torácicos.

Los resultados obtenidos en los estudios previamente publicados en pacientes han sido muy heterogéneos, probablemente en gran parte porque existen diferencias metodológicas y técnicas entre ellos. Los estudios incluyeron pacientes intervenidos de diversas patologías que requirieron la colocación de TPT, en algunos casos con trastornos diferentes a la escoliosis (Kulik et al., 2013; Reidy et al., 2001; Rodríguez-Olaverri et al., 2008; Shi et al., 2003). Además, los rangos de edades de los pacientes, en los estudios que los especificaban, fueron muy amplios. En la mayoría de estudios los umbrales de estimulación de los TPT fueron establecidos previamente en base al conocimiento que se tenía derivado de la monitorización de los tornillos pediculares lumbares o de estudios previos en la columna torácica como el de Raynor et al. (2002), y no se exploraron diferentes umbrales *a posteriori* para valorar su rendimiento diagnóstico (Duffy et al., 2010; Kulik et al., 2013; Min et al., 2011; Rodríguez-Olaverri et al., 2008; Samdani et al., 2011; Shi et al., 2003; Silverstein y Mermelstein, 2010). Solo dos estudios analizaron el rendimiento diagnóstico de diferentes umbrales de estimulación (Reidy et al., 2001; Regidor et al., 2011). En el estudio realizado en la Fase 2 se determinaron los parámetros de validez y el rendimiento diagnóstico global de la monitorización de los TPT mediante EMG evocada por estímulo único para cada uno de los umbrales en los que existían tornillos correcta e incorrectamente posicionados con respecto al pedículo (entre 6 y 21 mA). No se exploraron los umbrales por encima de 21 mA dado que todos estos tornillos se encontraban en posición intrapedicular a excepción de uno con umbral de 30 mA y malposición lateral.

Como se ha comentado, la metodología y el análisis de los estudios previos fueron muy variados. En general los estudios se limitaron a aplicar una estadística descriptiva sobre un umbral previamente establecido en la literatura, sin analizar la relación entre los umbrales y la posición de los tornillos en profundidad. En algunos estudios se omiten algunos datos importantes acerca de su desarrollo que impiden el cálculo de la validez (Silverstein y Mermelstein, 2010; Samdani et al., 2011). Un autor

afirmó haber conseguido en su estudio una sensibilidad del 100% para la detección de los tornillos mal posicionados (Silverstein y Mermelstein, 2010). El estudio de Min et al. (2011) aportaba los umbrales de cada uno de los 80 TPT colocados. Sorprendentemente, todos ellos tenían umbrales de estimulación de entre 6 y 11 mA, un rango de valores bajo y con muy escasa variabilidad en comparación con la práctica clínica habitual y los resultados del resto de los estudios publicados. Estos resultados pueden ser solo parcialmente explicados por diferencias técnicas en la obtención de los registros.

Una limitación metodológica relevante de varios de los estudios previos fue la exclusión sistemática del análisis de todos aquellos tornillos retirados durante las intervenciones (Reidy et al., 2001; Rodríguez-Olaverri et al., 2008; Regidor et al., 2011, Samdani et al., 2011; Min et al., 2011). Estos tornillos tenían umbrales de estimulación suficientemente bajos como para haber causado alerta en la MNI, y su posición fue confirmada como incorrecta mediante estudios de imagen intraoperatoria o palpación por parte del cirujano. Por tanto, se trata de tornillos verdaderamente mal posicionados y con umbrales de estimulación en rangos de alerta. Su exclusión elimina del análisis precisamente todos aquellos tornillos en los que la MNI fue realmente útil en el acto quirúrgico. Por tanto, en estos estudios solo se analizan aquellos tornillos con malposiciones de difícil detección desde el punto de vista neurofisiológico, quirúrgico y de imagen, por lo que muy probablemente infraestimen en gran medida el rendimiento diagnóstico de este método. Estos resultados previamente publicados posiblemente hayan contribuido a la percepción de que la MNI de los TPT genera un gran porcentaje de falsos negativos.

Además de los estudios incluidos en la Tabla 9, otro estudio analizó la precisión diagnóstica de la EMG evocada en TPT, aunque sin confirmación postoperatoria de su posición mediante TC (Raynor et al., 2002). Este estudio incluyó 677 TPT y utilizó como técnicas para comprobar la correcta o incorrecta colocación de los tornillos la

palpación y la inspección quirúrgicas complementadas con radiografía intraoperatoria. En este caso, la visualización directa, la palpación, la radiografía y la EMG evocada con umbral <6 mA solo detectaron mala posición de los TPT en un 0,9% de ellos, por lo que casi con toda seguridad la no realización de TC postoperatoria (mucho más sensible y técnica de referencia) infraestimó la utilidad de la MNI en la detección de mala posición de los TPT. La importancia de la frecuencia (prevalencia) de malposición de los tornillos viene determinada por su influencia sobre los valores predictivos positivo y negativo. El VPP y el VPN son probabilidades post-test, y por tanto están condicionadas por el resultado previo de la prueba en estudio y son dependientes directamente de la prevalencia del evento a determinar. Por tanto, en estudios con una baja prevalencia de mala posición de los TPT un resultado positivo de la monitorización tendrá más posibilidades de ser un falso positivo, mientras que un resultado positivo en un estudio con una alta prevalencia (probabilidad pre-test) de mala posición será con mayor frecuencia un verdadero positivo. Precisamente por esta relación estadística, cada laboratorio debería validar y establecer unos valores propios de alarma en función de la prevalencia de mala posición de los TPT en las intervenciones que monitorizan, que será diferente en función de la experiencia del equipo quirúrgico y de la gravedad de las patologías intervenidas.

En todos los estudios analizados en la Tabla 9 la especificidad fue aceptable mientras que la sensibilidad para los umbrales explorados fue por lo general baja. Tal como se demostró en el estudio de la Fase 2, el incremento de los umbrales de alarma en los TPT incrementó la sensibilidad sin una disminución significativa de la especificidad. Dos metaánálisis han analizado la validez conjunta de la monitorización en estudios clínicos con colocación de tornillos en la columna torácica (Lee et al., 2014; Mikula, Williams y Anderson, 2016). Sus métodos y criterios de inclusión fueron diferentes pero, a pesar de sus limitaciones, ambos alcanzan conclusiones similares: la sensibilidad de la técnica de EMG evocada por estímulo único es de baja a

moderada mientras que la especificidad es alta. En el presente estudio, los umbrales de estimulación más bajos también tenían una mayor especificidad para la detección de mala posición medial, mientras que con el incremento de los umbrales esa especificidad disminuía a expensas de la sensibilidad. Clásicamente, se le dio mucha importancia a la existencia o ausencia de un defecto en la cortical del pedículo vertebral en la disminución de los umbrales de estimulación. Algunos estudios clínicos en humanos también demostraron una reducción de la media de los umbrales de aquellos tornillos que provocaban una rotura de la cortical medial ósea (Min et al., 2011; Regidor et al., 2011; Rodríguez-Olaverri et al., 2008; Samdani et al., 2011). Tal como se demostró en el estudio experimental de la Fase 1, la rotura de la cortical sin disminución de la distancia entre tornillo y médula espinal no provocó una disminución significativa de los umbrales. Tampoco existía incremento significativo de los umbrales con la interposición de hueso entre el tornillo y la médula espinal. En la Fase 2 se ha demostrado una correlación positiva entre los umbrales y la distancia entre pedículo y médula espinal en las RM preoperatorias a nivel de las vértebras del ápex de la curva. Los tornillos que ocasionaron rotura de la cortical medial pedicular, cuando se analizaban conjuntamente con los tornillos que causaban invasión leve del canal espinal, sí mostraban un umbral más bajo que aquellos en posición intrapedicular en situación de práctica clínica habitual. Esta aparente discrepancia puede explicarse por su análisis agrupado junto con los tornillos con invasión leve del canal espinal, y porque los tornillos con rotura cortical en situación de práctica quirúrgica habitual están discretamente dentro del canal y, por tanto, más cerca de la médula espinal que los correctamente posicionados.

En este estudio, los umbrales obtenidos mediante estimulación de los trayectos y de los tornillos guardaron una correlación significativa. Teóricamente, la aleación de titanio de la que están hechos los tornillos implantados tiene una mayor impedancia y transmite la corriente eléctrica de forma más inconstante que el acero inoxidable, por

lo que se comportaría como un semiconductor (Donohue et al., 2012). Sin embargo, varios estudios realizados no han encontrado ventajas relevantes en la exploración de los trayectos mediante sonda para determinar sus umbrales en comparación con los umbrales de los tornillos ya implantados (De Blas et al., 2009; Duffy et al., 2010; Reidy et al., 2001). Aunque el grupo que originalmente describió la técnica sigue obteniendo mejores resultados con la estimulación de los trayectos (Calancie et al., 1992; Calancie et al., 1994; Calancie et al., 2014a; Donohue et al., 2012), un meta-análisis reciente ha demostrado un mayor rendimiento diagnóstico global de la estimulación de los tornillos que de la estimulación de los trayectos (Mikula et al., 2016).

La escoliosis es un trastorno que constituye un escenario clínico idóneo para explorar esta relación entre la distancia y los umbrales de estimulación de los TPT. La desviación de la médula espinal hacia el lado cóncavo en el ápex de la curva, con su correspondiente alejamiento de la convexidad a dicho nivel, constituye un reto para la MNI y al mismo tiempo una oportunidad para estudiar este fenómeno electrodiagnóstico. En este estudio se ha demostrado que los umbrales de estimulación son significativamente más bajos en el lado de la concavidad a nivel del ápex de la curva escoliótica tanto para los tornillos bien posicionados como para aquellos tornillos que invaden medialmente el canal espinal. Este hecho confirma la influencia de la distancia en los umbrales, y genera la necesidad de adaptar los criterios de alarma de los umbrales de estimulación según el lado que se esté explorando. Este fenómeno que ocurre en el ápex no se había estudiado previamente, y constituye una excepción importante en el establecimiento de unos umbrales de estimulación universalmente validados. En este fenómeno cabe tener en cuenta la propia naturaleza del campo electromagnético generado por el estímulo de los tornillos implantados. Los tornillos pediculares estimulados funcionan como un dipolo eléctrico que genera un campo a su alrededor cuya intensidad disminuye de forma exponencial con el incremento de la distancia al tornillo, con una reducción dependiente del

cuadrado de la distancia (Lagerlund, Rubin y Daube, 2009). Por tanto, los tornillos más cercanos a las estructuras neurales generarán un estímulo neuronal con una respuesta EMG a bajas intensidades, mientras que aquellos tornillos más alejados de estructuras neurales precisarán de estímulos que se incrementarán de forma exponencial con la distancia para la generación de dichas respuestas.

Sin embargo, los umbrales de estimulación no siguen una respuesta dicotómica de “todo o nada” sino que, como todas las pruebas diagnósticas que arrojan valores numéricos, precisa del establecimiento de puntos de corte que maximicen su rendimiento diagnóstico. En la Fase 2 se demostró que el umbral con mayor rendimiento diagnóstico fue el de 15 mA, en el que la relación entre sensibilidad y especificidad era máxima (índice de Youden), pero hay que tener en cuenta otros factores para tomar esta decisión. Por un lado, la elección del umbral debe dar respuesta a una necesidad clínica, en este caso la detección de tornillos con una alta probabilidad de mala posición medial que implique un riesgo para las estructuras neurales durante la corrección de la curva escoliótica pero sin causar una alarma innecesaria en tornillos correctamente posicionados. Para ello es necesario intentar mantener un equilibrio entre los umbrales de alerta y la necesidad de retirada de un gran número de tornillos con esos criterios. Por tanto, parece razonable utilizar la información que aportan los valores predictivos. En este caso, el VPP sería más importante que el VPN. En una circunstancia en la que la probabilidad pre-test de malposición es relativamente baja (en torno a un 10-20% de media en los estudios analizados) el VPN será alto para casi cualquier umbral, pero el VPP sufrirá importantes modificaciones con cambios de pequeña magnitud de los umbrales. Por otro lado, el cambio progresivo de los valores predictivos en los diferentes umbrales de estimulación da la posibilidad de establecer rangos de umbral en los que tomar diferentes decisiones quirúrgicas. En este estudio, umbrales de ≤ 8 mA en la concavidad del ápex y de ≤ 11 mA en la convexidad del ápex deberían haber causado

la retirada de los tornillos, y tornillos con umbrales comprendidos entre 9 y 13 mA en la concavidad y entre 12 y 17 mA en la convexidad deberían haber sido explorados mediante estudio de imagen intraoperatoria para intentar confirmar su posición, correspondiendo estos últimos a “umbrales de incertidumbre” (Figura 29). Este concepto de “umbrales de incertidumbre” solo había sido aplicado en un estudio previamente (Regidor et al., 2011).

Las dificultades para la colocación precisa de los tornillos son especialmente comprensibles en las curvas torácicas medias (T5-T8), donde existen diámetros pediculares más pequeños y una distribución espacial de los pedículos más distorsionada (Panjabi, O’holleran, Crisco y Kothe, 1997; Liljenqvist et al., 2002a). La mayoría de los ápex vertebrales de este estudio estaban localizados en T8-T9. El mayor porcentaje de errores técnicos que llevaron a la malposición de los tornillos según los resultados de las TC postoperatorias ocurrieron por encima del ápex de la curva (en niveles T4-T7) especialmente en el lado de la concavidad, donde se localizaban el 67% de todos los tornillos mal posicionados en ese lado. Sin embargo estos datos no reflejan de forma adecuada la situación, dado que la mayoría de los tornillos que se retiraron durante la cirugía (15/23) fueron erróneamente colocados en las tres vértebras de los segmentos del ápex en el lado de la concavidad. Si tuviéramos en cuenta estos tornillos retirados, el área más frecuente de malposición sería a nivel del ápex en la concavidad (55% de todos los tornillos mal posicionados en ese lado). El riesgo de lesión nerviosa se incrementa en el lado de la concavidad a nivel del ápex donde los pedículos frecuentemente están en contacto directo con la médula espinal (Burgos, Riquelme y Barrios, 2007; Vaccaro et al., 1995).

Con respecto a la malposición de los tornillos, la combinación de la EMG evocada y la fluoroscopia solamente permitió detectar intraoperatoriamente 23 tornillos mal posicionados en nuestros pacientes, el 34% de los 67 tornillos mal posicionados en total. Combinando ambas técnicas y usando el rango de umbral de incertidumbre

entre los 7 y los 12 mA, la capacidad para detectar tornillos mal posicionados fue baja en comparación con las TC postoperatorias. Si se hubieran usado los límites propuestos en el presente estudio el número de tornillos mal posicionados detectados mediante TC habría disminuido de forma relevante tanto en la concavidad como en la convexidad. En total, con los criterios propuestos se habrían retirado directamente 26 tornillos por presentar umbrales de alarma, de los que 24 (92,3%) estaban mal posicionados. Otros 73 tornillos habrían tenido umbrales en el rango de incertidumbre y habrían requerido una valoración cuidadosa mediante técnicas de imagen intraoperatoria, de los que 24 (32,9%) estaban mal posicionados (aunque no es posible saber cuántos de ellos habrían sido confirmados mediante fluoroscopia y por tanto habrían sido retirados). Los restantes 259 tornillos habrían tenido umbrales en el rango de seguridad, de los que 19 habrían quedado mal posicionados.

La rentabilidad diagnóstica de la monitorización de los TPT en el presente estudio fue similar para la concavidad y la convexidad, lo que puede resultar contrario a la teoría de que exista una mayor dificultad en la monitorización de los TPT en el lado de la convexidad debido al incremento de la distancia médula-tornillo. Las áreas bajo las curvas ROC para la concavidad y la convexidad fueron similares cuando se analizaban el total de los TPT implantados en cada lado de la columna y cuando se analizaban por separado los TPT implantados en cada lado de la región del ápex. Teóricamente, en la convexidad el campo electromagnético generado por el dipolo eléctrico del tornillo estimulado debería ser más débil que en el lado de la concavidad y por tanto en la convexidad podría haber más falsos negativos en la monitorización mediante EMG evocada (tornillos con invasión leve del canal espinal pero aun así lejos de la médula, que habrían tenido umbrales más altos que los de alarma intraoperatoria). En este caso, aunque el rendimiento sea similar, el análisis pormenorizado de los resultados de sensibilidad y especificidad ha demostrado que los umbrales que maximizan la precisión diagnóstica fueron diferentes para ambos

lados de la curva escoliótica. En todos los estudios previos analizados se utilizó el mismo punto de corte para todos los tornillos sin tener en cuenta el lado de la curva, con unos umbrales de alerta que en general fueron bajos (la mayoría de ellos entre <6 y <8 mA). Estos umbrales utilizados previamente son similares a los propuestos en la Fase 2 como umbrales de alerta para el lado de la concavidad y bajos en comparación con los propuestos para el lado de la convexidad. Por tanto, el rendimiento diagnóstico puede ser similar siempre que se apliquen umbrales diferentes para cada lado.

Otra posible explicación a la variabilidad encontrada en los resultados de los diferentes estudios podría ser la posibilidad de que los tornillos puedan tener una posición definitiva tras las maniobras de corrección diferente a la basal (en la que se realiza la monitorización), sobre todo en el caso de que existan roturas pediculares que no hayan sido detectadas previamente. En estos casos, el fallo estructural del hueso puede resultar en la traslación del tornillo en el plano transversal, especialmente después de técnicas de reducción agresivas como la rotación vertebral directa (Wagner, Flores, Sanpera y Herrera-Soto, 2011). La traslación medial de los tornillos pediculares con compromiso de la médula espinal es infrecuente debido a que la pared medial ósea de los pedículos es más gruesa y a la dirección de las fuerzas desrotativas (Kothe, O'holleran, Liu y Panjabi, 1996). Incluso en casos de rotura cortical medial o invasión completa del canal espinal, el tornillo suele quedar alojado en el cuerpo vertebral sin migrar hacia la línea media (Lehman, Lenke, Keeler, Kim y Cheh, 2007; Parent, Odell, Oka, Mahar y Newton, 2008). La traslación lateral del tornillo es más frecuente en el lado cóncavo de la curva, en el que las fuerzas desrotativas laterales pueden inducir la migración del tornillo fuera del cuerpo vertebral y lejos de la médula espinal. Esto puede ocurrir si el tornillo causa una rotura de la cortical lateral, lo que puede causar lesiones viscerales o de estructuras vasculares pero no de estructuras neurales. La traslación grave puede ser identificada durante la valoración intraoperatoria de la corrección final de la curva, pero la traslación sutil

puede no ser fácilmente identificada, incluso utilizando EMG evocada. Una vez que la corrección se ha llevado a cabo, la reevaluación EMG de los tornillos no es viable debido a la dispersión del estímulo eléctrico a través de la barra a otros tornillos y segmentos.

Es de destacar la ausencia de déficit neurológico postoperatorio en todos los estudios publicados acerca de la MNI de los TPT. Probablemente se deba a que los equipos que han publicado sus resultados tienen una amplia experiencia en el tratamiento quirúrgico de deformidades espinales mediante instrumentación con TPT; a la baja incidencia de dichas complicaciones; a la propia utilización de MNI; y a que la posición final de los tornillos se confirma mediante imagen radiológica intraoperatoria antes de la finalización de la intervención. Las revisiones y registros previos han demostrado que, a pesar de su relativamente baja frecuencia, la MNI disminuye de forma significativa la incidencia de complicaciones neurológicas (MacEwen et al., 1975; Nuwer et al., 1995).

Una limitación importante de la MNI de los TPT mediante EMG evocada por estímulo único es que parece ser más sensible a la detección de la cercanía a las raíces nerviosas que a la médula espinal, que es la estructura neurológica más importante a dicho nivel. Donohue et al. (2008) publicaron un estudio en el que propusieron una nueva técnica para la monitorización de los TPT que consiste en aplicar un tren de estímulos de alta frecuencia y registrar las respuestas evocadas en los músculos de los miembros inferiores. Esta técnica se basa en la teoría de que la mayoría de las células del SNC descargan cuando reciben un estímulo eléctrico en trenes por la propiedad de la sumación temporal para lograr un efecto postsináptico máximo. Este principio es el mismo que se utiliza para obtener los PEM tras estimulación eléctrica transcraneal, donde es necesario aplicar en la corteza cerebral motora un tren de pulsos breves de alta frecuencia para evocar una respuesta en el brazo o en la pierna contralaterales (Calancie, Harris, Broton, Alexeeva, Green, 1998;

Cheney y Fetz, 1985; Donohue et al., 2008; Jones et al., 1996; Kothbauer, Deletis y Epstein, 1997; Landgren, Phillips y Porter, 1962; Palmer y Fetz, 1985; Pechstein, Cedzich, Nadstawek y Schramm, 1996; Phillips y Porter, 1977). La sumación temporal de las respuestas provocaría que las segundas motoneuronas medulares alcancen con mayor facilidad su umbral de disparo, generando una respuesta motora en los músculos de las piernas registrable mediante EMG. Esta técnica no aporta diferencias con respecto a la EMG evocada por estímulo único en la región lumbosacra dado que la médula finaliza antes de ese nivel. La técnica de estimulación repetitiva fue validada posteriormente por el mismo grupo que la describió, obteniendo según sus resultados una mayor rentabilidad diagnóstica que la monitorización mediante estímulo único para la detección de malposición medial de los TPT (Calancie et al., 2014a; Calancie, Donohue y Moquin, 2014b). Sin embargo, estos resultados no han sido replicados hasta la fecha y la técnica aun no es utilizada de forma generalizada.

Los umbrales de alarma y de incertidumbre de los TPT para la concavidad y la convexidad en escoliosis fueron determinados en este estudio mediante un protocolo técnico similar al utilizado en estudios previos (Reidy et al., 2001; Regidor et al., 2011; Rodríguez-Olaverri et al., 2008). Sin embargo, parece razonable que condicionantes técnicos puedan modificar discretamente los umbrales en diferentes circunstancias. El uso de diferentes modelos de equipos de monitorización, electrodos, agujas, tornillos... puede generar pequeñas diferencias en los resultados de la monitorización y su validez. Por ello, idealmente cada laboratorio debería validar sus umbrales de alarma. Inicialmente, deberían utilizarse durante el periodo de validación unos umbrales previamente descritos, con la dificultad de que, tal como se ha resaltado, no hay una definición uniforme en la literatura. Los resultados obtenidos mediante este registro protocolizado deberían posteriormente ser analizados para determinar los mejores umbrales de alarma e incertidumbre en un laboratorio concreto. No es posible recomendar unos umbrales universalmente válidos, pero sí sería recomendable

proponer un protocolo técnico y de análisis estadístico uniforme que sirva como guía para esta fase de validación en cada laboratorio.

3. FORTALEZAS Y LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La principal fortaleza de los estudios llevados a cabo en las Fases 1 y 2 es su diseño. En la Fase 1 se llevó a cabo un estudio experimental en un modelo porcino que permitió controlar y modificar las variables en estudio, y por tanto obtener datos individualizados de la importancia de la distancia médula-tornillo y de los tejidos biológicos interpuestos entre ellos en los umbrales de estimulación mediante EMG evocada por estímulo único. Este estudio evaluó los umbrales de estimulación de los tornillos con roturas experimentales de la cortical medial de los pedículos al igual que se había hecho previamente en los estudios de Lewis et al. (2001) y De Blas et al. (2009), con similares resultados. También se evaluaron los umbrales de tornillos cercanos a la médula espinal aunque sin llegar a contactar con ella, simulando la situación que se produce en la práctica clínica cuando un TPT invade el canal raquídeo. Esta determinación no se había explorado en los estudios previos, y permite confirmar la influencia de la distancia médula-tornillo en los umbrales de la EMG evocada. Tampoco se habían evaluado los umbrales de estimulación con interposición de diferentes tejidos biológicos entre ambas estructuras, modelo que simula una situación frecuente en la práctica quirúrgica. Se demostró que la impedancia de los tejidos interpuestos tenía escasa influencia en los umbrales de estimulación.

En la Fase 2 se realizó un estudio observacional prospectivo en pacientes con escoliosis mediante un protocolo previamente establecido y aplicado de forma sistemática. Los datos obtenidos en esta segunda fase, a pesar de no provenir de un diseño experimental (en este caso debido a evidentes limitaciones éticas y clínicas), fueron consistentes en los diferentes análisis y congruentes con los resultados

obtenidos en la Fase 1. La inclusión exclusiva de pacientes intervenidos de escoliosis permitió confirmar la asimetría existente en los umbrales de estimulación para la concavidad y la convexidad en este grupo de pacientes, pero también genera limitaciones: los resultados no son aplicables a otras patologías, y no permite aportar umbrales universalmente válidos. Otras fortalezas relevantes de este estudio son que se realizó un análisis exhaustivo de los tornillos colocados en la región del ápex y de sus umbrales, y que permitió proponer rangos de umbrales de alarma y de incertidumbre bien definidos aplicables a cirugías de escoliosis.

Son otras posibles limitaciones del estudio de la Fase 2:

- No se dispuso de TC postoperatoria de los tornillos retirados intraoperatoriamente. Al igual que en el resto de los estudios, los tornillos con umbrales más bajos tuvieron que ser retirados por malposición confirmada mediante fluoroscopia intraoperatoria. Sin embargo, estos tornillos pudieron ser incluidos en el análisis de rendimiento diagnóstico de la prueba, obteniendo así unos resultados fiables y consistentes.
- No se realizó un análisis aislado de los tornillos que provocaron rotura de la cortical medial sin invasión del canal, sino que se llevó a cabo de forma conjunta con los que producían invasión leve del canal espinal. Esto es así porque en un modelo experimental tras la rotura cortical, la posición del tornillo dentro del pedículo no se modifica. Sin embargo, en la práctica quirúrgica en humanos, los tornillos que ocasionan rotura de la cortical medial pedicular posiblemente lo hacen porque su trayecto es al menos ligeramente más medial que los colocados en posición intrapedicular correcta.
- Solo pudieron analizarse las distancias entre pedículos y médula espinal en RM preoperatorias en 45 de los 69 niveles del ápex debido a que las imágenes obtenidas no permitían establecer dicha distancia en el resto.

En conjunto, y gracias a su diseño, ambos estudios permitieron dar respuesta a los objetivos específicos planteados y confirmar o excluir las hipótesis de trabajo.

4. IMPLICACIONES PARA LA PRÁCTICA CLÍNICA

La influencia de la distancia médula-tornillo en los umbrales y los resultados obtenidos al comparar los umbrales de los TPT con su posición definitiva confirman la utilidad de la monitorización mediante EMG evocada por estímulo único para orientar acerca de la posición de los tornillos. Los umbrales de alarma e incertidumbre de los TPT propuestos en este estudio son más altos que en la mayoría de estudios previos, y deben ser diferentes en la concavidad y en la convexidad en intervenciones de corrección de escoliosis, lo que incrementaría su rendimiento diagnóstico global en la detección intraoperatoria de tornillos mal posicionados. Los umbrales aportados en la Tabla 8 deberían, idealmente, ser validados en cada centro para establecer unos valores propios de alarma en función de la prevalencia de mala posición de los TPT en las intervenciones que monitorizan.

5. IMPLICACIONES EN INVESTIGACIÓN

A pesar del esfuerzo realizado hasta el momento en la investigación de la monitorización de los TPT, aun quedan preguntas importantes por responder. Los umbrales de estimulación de los TPT deberían ser establecidos para intervenciones en patologías diferentes a la escoliosis, en las que los umbrales sean similares en ambos lados de la columna vertebral. Estos valores deberían ser determinados mediante un estudio prospectivo bien diseñado que incluya un número suficiente de tornillos implantados y mal posicionados, que utilice técnicas de monitorización bien establecidas y que tenga en cuenta en el análisis todos los tornillos retirados de forma

intraoperatoria por malposición confirmada mediante técnicas de imagen intraoperatoria. Es imprescindible conocer el rendimiento diagnóstico de la EMG evocada por estímulo único en comparación con la EMG evocada por trenes de impulsos para el diagnóstico de cercanía a la médula espinal y a raíces nerviosas en la práctica habitual.

VII. CONCLUSIONES

1. Los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos obtenidos mediante electromiografía evocada por estímulo único en un modelo de experimentación animal dependen fundamentalmente de la distancia existente entre los tornillos y la médula espinal.

2. La falta de integridad ósea de los pedículos vertebrales torácicos conseguida mediante la rotura experimental de la cortical medial no influyó de forma significativa en los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos obtenidos mediante electromiografía evocada por estímulo único en un modelo de experimentación animal.

3. La interposición experimental de sangre, grasa, músculo o hueso entre los tornillos y la médula espinal no modificó de forma relevante los umbrales de estimulación de los tornillos pediculares torácicos obtenidos mediante electromiografía evocada por estímulo único en un modelo de experimentación animal.

4. El control de los tornillos pediculares torácicos mediante monitorización neurofisiológica intraoperatoria es útil para determinar la cercanía a estructuras neurales e intentar disminuir el riesgo de su lesión, pero no es útil para valorar la integridad ósea de los pedículos instrumentados.

5. Los umbrales de estimulación de la electromiografía evocada por estímulo único de los tornillos pediculares torácicos implantados en pacientes intervenidos de escoliosis son menores en la concavidad que en la convexidad a nivel del ápex de la curva por el desplazamiento existente de la médula espinal hacia el lado de la concavidad, lo que conlleva una disminución de la distancia entre la médula espinal y los tornillos pediculares.

6. El rendimiento diagnóstico de la electromiografía evocada por estímulo único en la detección intraoperatoria de los tornillos pediculares torácicos mal posicionados en las intervenciones de escoliosis es globalmente bueno, aunque para optimizarlo es necesario adaptar los umbrales de alarma según el lado de la curva escoliótica que se está explorando.

7. Los umbrales de estimulación de la electromiografía evocada por estímulo único que deben ocasionar alarma, y por tanto retirada intraoperatoria de los tornillos pediculares torácicos, son menores en la concavidad que en la convexidad tanto en la región del ápex como fuera de la región del ápex. Se proponen umbrales de alarma en la región del ápex de ≤ 8 mA para la concavidad y ≤ 11 mA para la convexidad, y un rango de incertidumbre de los umbrales de estimulación de 9-13 mA para la concavidad y de 12-17 mA para la convexidad que deben ser reevaluados intraoperatoriamente mediante otras técnicas para confirmar su posición.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

* Las referencias se citan en el estilo de la *American Psychological Association* 6ª ed.

Abrahamian, H. A., Allison, T., Goff, W. R., y Rosner, B. S. (1963). Effects of thiopental on human cerebral evoked responses. *Anesthesiology*, 24(5), 650-657.

doi:10.1097/00000542-196309000-00013

Accadbled, F., Henry, P., Gauzy, J. S., y Cahuzac, J. P. (2006). Spinal cord monitoring in scoliosis surgery using an epidural electrode. Results of a prospective, consecutive series of 191 cases. *Spine*, 31(22), 2614-2623. doi:10.1097/01.brs.0000240642.28495.99

Allen, A., Starr, A., y Nudleman, K. (1981). Assessment of sensory function in the operating room utilizing cerebral evoked potentials: a study of fifty-six surgically anesthetized patients. *Clinical Neurosurgery*, 28, 457-481.

Allison, T., Goff, W. R., Abrahamian, H. A. y Rosner, B. S. (1963). The effects of barbiturate anesthesia upon human somatosensory evoked responses. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Suppl* 24, 68-75.

Asher, M. A. (1999). Instrumentación de Isola. En D. S. Bradford (Ed.), *Columna* (pp. 407-434). Madrid, España: Marbán.

Avellanal-Salas, S., de Blas-Beorlegui, G., Castilla-Garrido, J. M., Conill, J. J., Cortés, V., Chaparro-Hernández, P., ... Vilela-Cortés, M. C. (2004). Guía práctica para la realización de la monitorización neurofisiológica de la cirugía de la columna. *Revista de Neurología*, 38 (9), 879-885.

Axenovich, T., Zaidman, A., Zorkoltseva, I., Tregubova, I., y Borodin, P. (1999). Segregation analysis of idiopathic scoliosis: Demonstration of a major gene effect. *American Journal of Medical Genetics*, 86(4), 389-394. doi:10.1002/(sici)1096-8628(19991008)86:4<389::aid-ajmg15>3.3.co;2-4

Banoub, M., Tetzlaff, J. E., y Schubert, A. (2003). Pharmacologic and physiologic influences affecting sensory evoked potentials: implications for perioperative monitoring. *Anesthesiology*, 99(3), 716-737. doi:10.1097/00000542-200309000-00029

- Belmont, P. J., Klemme, W. R., Dhawan, A., y Polly, D. W. (2001). In vivo accuracy of thoracic pedicle screws. *Spine*, 26(21), 2340-2346. doi:10.1097/00007632-200111010-00010
- Belmont, P. J., Klemme, W. R., Robinson, M., y Polly, D. W. (2002). Accuracy of thoracic pedicle screws in patients with and without coronal plane spinal deformities. *Spine*, 27(14), 1558-1566. doi:10.1097/00007632-200207150-00015
- Ben-David, B., Taylor, P. D., y Haller, G. S. (1987). Posterior spinal fusion complicated by posterior column injury. A case report of a false-negative wake-up test. *Spine*, 12(6), 540-543. doi:10.1097/00007632-198707000-00006
- Berlemann, U., Heini, P., Müller, U., Stoupis, C., y Schwarzenbach, O. (1997). Reliability of pedicle screw assessment utilizing plain radiographs versus CT reconstruction. *European Spine Journal*, 6(6), 406-410. doi:10.1007/bf01834069
- Beuerlein, M. J., Raso, V. J., Hill, D. L., Moreau, M. J., y Mahood, J. K. (2003). Changes in alignment of the scoliotic spine in response to lateral bending. *Spine*, 28(7), 693-698. doi:10.1097/01.brs.0000051921.29087.c1
- Bicknell, C., Riga, C., y Wolfe, J. (2009). Prevention of paraplegia during thoracoabdominal aortic aneurysm repair. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 37(6), 654-660. doi:10.1016/j.ejvs.2009.02.008
- Bieber, E., Tolo, V., y Uematsu, S. (1988). Spinal cord monitoring during posterior spinal instrumentation and fusion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (229). doi:10.1097/00003086-198804000-00015
- Blight, A., y Decrescito, V. (1986). Morphometric analysis of experimental spinal cord injury in the cat: The relation of injury intensity to survival of myelinated axons. *Neuroscience*, 19(1), 321-341. doi:10.1016/0306-4522(86)90025-4
- Bose, B., Wierzbowski, L. R., y Sestokas, A. K. (2002). Neurophysiologic monitoring of spinal nerve root function during instrumented posterior lumbar spine surgery. *Spine*, 27(13), 1444-1450. doi:10.1097/00007632-200207010-00014

- Bradshaw, K., Webb, J. K., y Fraser, A. M. (1984). Clinical evaluation of spinal cord monitoring in scoliosis surgery. *Spine*, 9(6), 636-643. doi:10.1097/00007632-198409000-00016
- Brown, R. H., y Nash, C. L. (1979). Current status of spinal cord monitoring. *Spine*, 4(6), 466-470. doi:10.1097/00007632-197911000-00003
- Brown, R. H., Nash, C. L., Berilla, J. A., y Amaddio, M. D. (1984). Cortical evoked potential monitoring. A system for intraoperative monitoring of spinal cord function. *Spine*, 9(3), 256-261. doi:10.1097/00007632-198404000-00006
- Bunnell, W. P. (1993). Outcome of spinal screening. *Spine*, 18(12), 1572-1580. doi:10.1097/00007632-199309000-00001
- Bunnell, W. P. (2005). Selective screening for scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (434), 40-45. doi:10.1097/01.blo.0000163242.92733.66
- Burgos, J., Riquelme, O., y Barrios, C. (Julio de 2007). No changes in the asymmetric location of the spinal cord within the vertebral canal after correction of thoracic scoliosis. A clinical and experimental study. En *14th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST)*. Nasáu, Bahamas.
- Burke, D., y Hicks, R. G. (1998). Surgical monitoring of motor pathways. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 15(3), 194-205. doi:10.1097/00004691-199805000-00003
- Burke, D., Hicks, R., Gandevia, S. C., Stephen, J., Woodforth, I. y Crawford, M. (1993). Direct comparison of corticospinal volleys in human subjects to transcranial magnetic and electrical stimulation. *The Journal of Physiology*, 470, 383-393. doi:10.1113/jphysiol.1993.sp019864
- Burke, D., Nuwer, M. R., Daube, J., Fischer, C., Schramm, J., Yingling, C. D. y Jones, S. J. (1999). Intraoperative monitoring. The International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, 52, 133-148.

- Bylund, P., Aaro, S., Gottfries, B., y Jansson, E. (1987). Is lateral electric surface stimulation an effective treatment for scoliosis? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 7(3), 298-300.
doi:10.1097/01241398-198705000-00010
- Byrne, T. N., Benzel, E. C., y Waxman, S. G. (2000). Anatomy and biomechanics of the spine and spinal cord. En T. N. Byrne, E. C. Benzel y S. G. Waxman (Eds.), *Diseases of the spine and spinal cord* (pp. 3-39). New York, EE. UU.: Oxford University Press.
- Calancie, B., Harris, W., Broton, J. G., Alexeeva, N., y Green, B. A. (1998). "Threshold-level" multipulse transcranial electrical stimulation of motor cortex for intraoperative monitoring of spinal motor tracts: description of method and comparison to somatosensory evoked potential monitoring. *Journal of Neurosurgery*, 88(3), 457-470.
doi:10.3171/jns.1998.88.3.0457
- Calancie, B., Klose, K. J., Baier, S., y Green, B. A. (1991). Isoflurane-induced attenuation of motor evoked potentials caused by electrical motor cortex stimulation during surgery. *Journal of Neurosurgery*, 74(6), 897-904. doi:10.3171/jns.1991.74.6.0897
- Calancie, B., Lebowitz, N., Madsen, P., y Klose, K. J. (1992). Intraoperative evoked EMG monitoring in an animal model. A new technique for evaluating pedicle screw. *Spine*, 17(10), 1229-1235. doi:10.1097/00007632-199210000-00017
- Calancie, B., Madsen, P., y Lebowitz, N. (1994). Stimulus-evoked EMG monitoring during transpedicular lumbosacral spine instrumentation. *Spine*, 19(24), 2780-2785.
doi:10.1097/00007632-199412150-00008
- Calancie, B., Donohue, M. L., Harris, C. B., Canute, G. W., Singla, A., Wilcoxon, K. G., y Moquin, R. R. (2014a). Neuromonitoring with pulse-train stimulation for implantation of thoracic pedicle screws: a blinded and randomized clinical study. Part 1. Methods and alarm criteria. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 20(6), 675-691.
doi:10.3171/2014.2.spine13648
- Calancie, B., Donohue, M. L., y Moquin, R. R. (2014b). Neuromonitoring with pulse-train stimulation for implantation of thoracic pedicle screws: a blinded and randomized clinical

study. Part 2. The role of feedback. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 20(6), 692-704.
doi:10.3171/2014.2.spine13649

Carbone, J. J., Tortolani, P. J., y Quartararo, L. G. (2003). Fluoroscopically assisted pedicle screw fixation for thoracic and thoracolumbar injuries: technique and short-term complications. *Spine*, 28(1), 91-97. doi:10.1097/00007632-200301010-00021

Carreon, L. Y., Puno, R. M., Lenke, L. G., Richards, B. S., Sucato, D. J., Emans, J. B., y Erickson, M. A. (2007). Non-neurologic complications following surgery for adolescent idiopathic scoliosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 89(11), 2427-2432. doi:10.2106/00004623-200711000-00013

Cassar-Pullicino, V. N., y Eisenstein, S. M. (2002). Imaging in scoliosis: What, why and how? *Clinical Radiology*, 57(7), 543-562. doi:10.1053/crad.2001.0909

Chen, X., Sterio, D., Ming, X., Para, D. D., Butusova, M., Tong, T., y Beric, A. (2007). Success rate of motor evoked potentials for intraoperative neurophysiologic monitoring: effects of age, lesion location, and preoperative neurologic deficits. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 24(3), 281-285. doi:10.1097/wnp.0b013e31802ed2d4

Cheney, P. D., y Fetz, E. E. (1985). Comparable patterns of muscle facilitation evoked by individual corticomotoneuronal (CM) cells and by single intracortical microstimuli in primates: evidence for functional groups of CM cells. *Journal of Neurophysiology*, 53(3), 786-804.

Chiappa, K. H., y Hill, A. H. (1997). Short-latency somatosensory evoked potentials: interpretation. En K. H. Chiappa (Ed.), *Evoked Potential in Clinical Medicine* (pp. 341-423). Philadelphia, EEUU: Lippincott-Raven.

Cinotti, G., Gumina, S., Ripani, M., y Postacchini, F. (1999). Pedicle Instrumentation in the thoracic spine. A morphometric and cadaveric study for placement of screws. *Spine*, 24(2), 114-119. doi:10.1097/00007632-199901150-00003

- Clements, D. H., Morledge, D. E., Martin, W. H., y Betz, R. R. (1996). Evoked and spontaneous electromyography to evaluate lumbosacral pedicle screw placement. *Spine*, 21(5), 600-604. doi:10.1097/00007632-199603010-00013
- Clough, M., Justice, C. M., Marosy, B., y Miller, N. H. (2010). Males with familial idiopathic scoliosis: a distinct phenotypic subgroup. *Spine*, 35(2), 162-168.
doi:10.1097/brs.0b013e3181b7f1a7
- Coe, J. D., Arlet, V., Donaldson, W., Berven, S., Hanson, D. S., Mudiya, R., . . . Shaffrey, C. I. (2006). Complications in spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis in the new millennium. A report of the scoliosis research society morbidity and mortality committee. *Spine*, 31(3), 345-349. doi:10.1097/01.brs.0000197188.76369.13
- Cortés, V. (2004). Monitorización intraoperatoria de las raíces nerviosas en la cirugía de la columna. *Revista de Neurología*, 38(1), 75-78.
- Costa, P., Bruno, A., Bonzanino, M., Massaro, F., Caruso, L., Vincenzo, I., . . . Montalenti, E. (2006). Somatosensory- and motor-evoked potential monitoring during spine and spinal cord surgery. *Spinal Cord*, 45(1), 86-91. doi:10.1038/sj.sc.3101934
- Cotrel, Y., Dubousset, J., y Guillaumat, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 227, 10-23.
doi:10.1097/00003086-198802000-00004
- Crawford, M. J., y Esses, S. I. (1994). Indications for pedicle fixation. Results of NASS/SRS faculty questionnaire. North American Spine Society and Scoliosis Research Society. *Spine*, 19(22), 2584-2589. doi:10.1097/00007632-199411001-00016
- Danesh-Clough, T., Taylor, P., Hodgson, B., y Walton, M. (2001). The use of evoked EMG in detecting misplaced thoracolumbar pedicle screws. *Spine*, 26(12), 1313-1316.
doi:10.1097/00007632-200106150-00008
- Darden, B. V., Wood, K. E., Hatley, M. K., Owen, J. H., y Kostuik, J. (1996). Evaluation of pedicle screw insertion monitored by intraoperative evoked electromyography. *Journal of Spinal Disorders*, 9(1). doi:10.1097/00002517-199602000-00002

- Darden, B. V., Owen, J. H., Hatley, M. K., Kostuik, J., y Tooke, S. M. (1998). A comparison of impedance and electromyogram measurements in detecting the presence of pedicle wall breakthrough. *Spine*, 23(2), 256-262. doi:10.1097/00007632-199801150-00022
- Daube, J., y Harper, C. (1989). Surgical monitoring of cranial and peripheral nerves. En J. E. Desmedt (Ed.), *Neuromonitoring in surgery*, (volumen 1, pp. 115-138). New York, EEUU: Elsevier.
- Daube, J. R. (1999). Intraoperative monitoring reduces complications and is therefore useful. *Muscle & Nerve*, 22(8), 1151-1153. doi:10.1002/(sici)1097-4598(199908)22:8<1151::aid-mus24>3.0.co;2-t
- Dawson, E. G., Sherman, J. E., Kanim, L. E., y Nuwer, M. R. (1991). Spinal cord monitoring. Results of the scoliosis research society and the european spinal deformity society survey. *Spine*, 16(8 Supplement). doi:10.1097/00007632-199108001-00011
- De Blas-Beorlegui, G., Regidor-Bailly-Bailliere, I., Fernández-Lorente, J., León-Alonso-Cortés, J., Montilla-Izquierdo, S., y Burgos, J. (2004). Monitorización neurofisiológica en la cirugía de la columna. Estimulación medular. *Revista de Neurología*, 38(1), 68-75.
- De Blas, G., Burgos, J., Regidor, I., Barrios, C., Solá, R., García-Urquiza, S., y Hevia, E. (2009). Recording diffusion responses from contralateral intercostal muscles after stimulus-triggered electromyography: Refining a tool for the assessment of thoracic pedicle screw placement in an experimental porcine model. *Spine*, 34(11), E391-E396. doi:10.1097/brs.0b013e3181a273a6
- Deletis, V. (2001). The 'motor' inaccuracy in neurogenic motor evoked potentials. *Clinical Neurophysiology*, 112(8), 1365-1366. doi:10.1016/s1388-2457(01)00596-x
- Deletis, V., y Sala, F. (2008). Intraoperative neurophysiological monitoring of the spinal cord during spinal cord and spine surgery: A review focus on the corticospinal tracts. *Clinical Neurophysiology*, 119(2), 248-264. doi:10.1016/j.clinph.2007.09.135

- Di Silvestre, M., Parisini, P., Lolli, F., y Bakaloudis, G. (2007). Complications of thoracic pedicle screws in scoliosis treatment. *Spine*, 32(15), 1655-1661.
doi:10.1097/brs.0b013e318074d604
- Diab, M., Smith, A. R., y Kuklo, T. R. (2007). Neural complications in the surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 32(24), 2759-2763.
doi:10.1097/brs.0b013e31815a5970
- Dicindio, S., y Schwartz, D. M. (2005). Anesthetic management for pediatric spinal fusion: Implications of advances in spinal cord monitoring. *Anesthesiology Clinics of North America*, 23(4), 765-787. doi:10.1016/j.atc.2005.08.004
- Donohue, M. L., Murtagh-Schaffer, C., Basta, J., Moquin, R. R., Bashir, A., y Calancie, B. (2008). Pulse-train stimulation for detecting medial malpositioning of thoracic pedicle screws. *Spine*, 33(12). doi:10.1097/brs.0b013e31817343c1
- Donohue, M. L., Swaminathan, V., Gilbert, J. L., Fox, C. W., Smale, J., Moquin, R. R., y Calancie, B. (2012). Intraoperative neuromonitoring: Can the results of direct stimulation of titanium-alloy pedicle screws in the thoracic spine be trusted? *Journal of Clinical Neurophysiology*, 29(6), 502-508. doi:10.1097/wnp.0b013e3182767aac
- Duffy, M. F., Phillips, J. H., Knapp, D. R., y Herrera-Soto, J. A. (2010). Usefulness of electromyography compared to computed tomography scans in pedicle screw placement. *Spine*, 35(2). doi:10.1097/brs.0b013e3181b3f467
- Faraj, A. A., y Webb, J. K. (1997). Early complications of spinal pedicle screw. *European Spine Journal*, 6(5), 324-326. doi:10.1007/bf01142678
- Farber, G. L., Place, H. M., Mazur, R. A., Jones, D. E., y Damiano, T. R. (1995). Accuracy of pedicle screw placement in lumbar fusions by plain radiographs and computed tomography. *Spine*, 20(13), 1494-1499. doi:10.1097/00007632-199507000-00010
- Fehlings, M. G., Tator, C. H., y Linden, R. (1989). The relationships among the severity of spinal cord injury, motor and somatosensory evoked potentials and spinal cord blood flow.

Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section, 74(4), 241-259. doi:10.1016/0168-5597(89)90055-5

Forbes, H. J., Allen, P. W., Waller, C. S., Jones, S. J., Edgar, M. A., Webb, P. J. y Ransford, A. O. (1991). Spinal cord monitoring in scoliosis surgery. Experience with 1168 cases. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 73(3), 487-491.

Fujioka, H., Shimoji, K., Tomita, M., Denda, S., Takada, T., Homma, T., . . . Baba, H. (1994). Spinal cord potential recordings from the extradural space during scoliosis surgery. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 73(3), 350-356. doi:10.1093/bja/73.3.350

Gibson, P. R. (2004). Anaesthesia for correction of scoliosis in children. *Anaesthesia and Intensive Care*, 32(4), 548-559.

Gillilan, L. A. (1958). The arterial blood supply of the human spinal cord. *The Journal of Comparative Neurology*, 110(1), 75-103. doi:10.1002/cne.901100104

Ginsburg, H. H., Shetter, A. G., y Raudzens, P. A. (1985). Postoperative paraplegia with preserved intraoperative somatosensory evoked potentials. Case report. *Journal of Neurosurgery*, 63(2), 296-300. doi:10.3171/jns.1985.63.2.0296

Glassman, S. D., Dimar, J. R., Puno, R. M., Johnson, J. R., Shields, C. B., y Linden, D. R. (1995). A prospective analysis of intraoperative electromyographic monitoring of pedicle screw placement with computed tomographic scan confirmation. *Spine*, 20(12), 1375-1379. doi:10.1097/00007632-199506020-00008

Goldstein, L. A., y Waugh, T. R. (1973). Classification and terminology of scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 93, 10-22. doi:10.1097/00003086-197306000-00003

Gómez-Esteban, J. C., y Zarranz, J. J. (2008). Trastornos motores. En J. J. Zarranz (Ed.), *Neurología* (pp. 47-70). Barcelona, España: Elsevier.

Goodin, D. S. (2008). Neurological complications of aortic disease and surgery. En M. J. Aminoff (Ed.), *Neurology and general medicine* (pp. 23-44). Philadelphia, EE. UU.: Churchill Livingstone.

- Gore, D. R., Passehl, R., Sepic, S., y Dalton, A. (1981). Scoliosis screening: results of a community project. *Pediatrics*, 67(2), 196-200.
- Greiner, K. A. (2002). Adolescent idiopathic scoliosis: radiologic decision-making. *American Family Physician*, 65(9), 1817-1822.
- Grossman, T. W., Mazur, J. M., y Cummings, R. J. (1995). An evaluation of the Adams forward bend test and the scoliometer in a scoliosis school screening setting. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 15(4), 535-538. doi:10.1097/01241398-199507000-00025
- Grundy, B. L., Nash, C. L., y Brown, R. H. (1981). Arterial pressure manipulation alters spinal cord function during correction of scoliosis. *Anesthesiology*, 54(3), 249-253. doi:10.1097/00000542-198103000-00014
- Guérit, J. M. (1998a). Neuromonitoring in the operating room and in the intensive care unit: a neurophysiologic technique for non-neurophysiologists?. *Neurophysiologie Clinique*, 28(4), 291-298.
- Guérit, J. (1998b). Neuromonitoring in the operating room: why, when, and how to monitor? *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 106(1), 1-21. doi:10.1016/s0013-4694(97)00077-1
- Hackenberg, L., Link, T., y Liljenqvist, U. (2002). Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density. *Spine*, 27(9), 937-942. doi:10.1097/00007632-200205010-00010
- Haghighi, S. S., York, D. H., Ebeling, J., Gumerlock, M. K., Oro, J. J., y Gaines, R. W. (1992). Dissociation of somatosensory and motor evoked potentials in a patient with an intramedullary spinal tumor. *Missouri Medicine*, 89(11), 790-794.
- Haines, D. E. (2004). Synopsis of functional components, tracts, pathways, and systems. En D. E. Haines (Ed.), *Neuroanatomy. An atlas of structures, sections and systems* (pp. 173-237), Baltimore, EE. UU.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamill, C. L., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Chapman, M. P., Blanke, K., y Baldus, C. (1996). The use of pedicle screw fixation to improve correction in the lumbar spine of patients

with idiopathic scoliosis. Is it warranted?. *Spine*, 21(10), 1241-1249.

doi:10.1097/00007632-199605150-00020

Harper, C. M., Daube, J. R., Litchy, W. J., y Klassen, R. A. (1988). Lumbar radiculopathy after spinal fusion for scoliosis. *Muscle & Nerve*, 11(4), 386-391. doi:10.1002/mus.880110416

Harper, C. M., y Daube, J. R. (1998). Facial nerve electromyography and other cranial nerve monitoring. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 15(3), 206-216. doi:10.1097/00004691-199805000-00004

Harrington, P. R. (1962). Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 44(4), 591-634.

doi:10.2106/00004623-196244040-00001

Hart, R. A., Hansen, B. L., Shea, M., Hsu, F., y Anderson, G. J. (2005). Pedicle screw placement in the thoracic spine: a comparison of image-guided and manual techniques in cadavers. *Spine*, 30(12), E326-E331. doi:10.1097/01.brs.0000166621.98354.1d

Helenius, I., Remes, V., Lamberg, T., Schlenzka, D., y Poussa, M. (2008). Long-term health-related quality of life after surgery for adolescent idiopathic scoliosis and spondylolisthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 90(6), 1231-1239. doi:10.2106/jbjs.g.00114

Herdmann, J., Deletis, V., Edmonds, H. L., y Morota, N. (1996). Spinal cord and nerve root monitoring in spine surgery and related procedures. *Spine*, 21(7), 879-885.

doi:10.1097/00007632-199604010-00023

Hicks, J. M., Singla, A., Shen, F. H., y Arlet, V. (2010). Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery. *Spine*, 35(11), E465–470. doi:10.1097/brs.0b013e3181d1021a

Hicks, R., Burke, D., Stephen, J., Woodforth, I., y Crawford, M. (1992a). Corticospinal volleys evoked by electrical stimulation of human motor cortex after withdrawal of volatile anaesthetics. *The Journal of Physiology*, 456(1), 393-404.

doi:10.1113/jphysiol.1992.sp019342

- Hicks, R. G., Woodforth, I. J., Crawford, M. R., Stephen, J. P., y Burke, D. J. (1992b). Some effects of isoflurane on i waves of the motor evoked potential. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 69(2), 130-136. doi:10.1093/bja/69.2.130
- Holland, N. R. (1998). Intraoperative electromyography during thoracolumbar spinal surgery. *Spine*, 23(17), 1915-1922. doi:10.1097/00007632-199809010-00023
- Hoppenfeld, S., y DeBoer, P. (2005). Columna. En S. Hoppenfeld y P. DeBoer (Eds.), *Abordajes en cirugía ortopédica* (pp. 247-344). Madrid, España: Marbán.
- Huang, S. (1997). Cut-off Point of the scoliometer in school scoliosis screening. *Spine*, 22(17), 1985-1989. doi:10.1097/00007632-199709010-00007
- Illés, T., Lakatos, J., y Pál Varga, P. (2008). Diseases of the spine. En M. Szendrői (Ed.), *Orthopedics* (pp. 235-294). Budapest, Hungría: Semmelweis Publisher.
- Jameson, L. C., y Sloan, T. B. (2006). Monitoring of the brain and spinal cord. *Anesthesiology Clinics of North America*, 24(4), 777-791. doi:10.1016/j.atc.2006.08.002
- Johnston, C. E., Happel, L. T., Norris, R., Burke, S. W., King, A. G., y Roberts, J. M. (1986). Delayed paraplegia complicating sublamina segmental spinal instrumentation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 68(4), 556-563. doi:10.2106/00004623-198668040-00012
- Jones, S. J., Edgar, M. A., y Ransford, A. O. (1982). Sensory nerve conduction in the human spinal cord: epidural recordings made during scoliosis surgery. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 45(5), 446-451. doi:10.1136/jnnp.45.5.446
- Jones, S. J., Edgar, M. A., Ransford, A. O., y Thomas, N. P. (1983). A system for the electrophysiological monitoring of the spinal cord during operations for scoliosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 65(2), 134-139.
- Jones, S., Harrison, R., Koh, K., Mendoza, N., y Crockard, H. (1996). Motor evoked potential monitoring during spinal surgery: responses of distal limb muscles to transcranial cortical stimulation with pulse trains. *Electroencephalography and Clinical*

Neurophysiology/Evoked Potentials Section, 100(5), 375-383. doi:10.1016/0168-5597(96)95728-7

Kai, Y., Owen, J. H., Allen, B. T., Dobras, M., y Davis, C. (1995). Relationship between evoked potentials and clinical status in spinal cord ischemia. *Spine*, 20(3), 291-296.

doi:10.1097/00007632-199502000-00006

Kakkos, S. K., y Shepard, A. D. (2008). Delayed presentation of aortic injury by pedicle screws: Report of two cases and review of the literature. *Journal of Vascular Surgery*, 47(5), 1074-1082. doi:10.1016/j.jvs.2007.11.005

Kalkman, C. J., Drummond, J. C., Ribberink, A. A., Patel, P. M., Sano, T., y Bickford, R. G. (1992). Effects of propofol, etomidate, midazolam, and fentanyl on motor evoked responses to transcranial electrical or magnetic stimulation in humans. *Anesthesiology*, 76(4), 502-509. doi:10.1097/00000542-199204000-00003

Kalkman, C. J., Ubags, L. H., Been, H. D., Swaan, A., y Drummond, J. C. (1995). Improved amplitude of myogenic motor evoked responses after paired transcranial electrical stimulation during sufentanil/nitrous oxide anesthesia. *Anesthesiology*, 83(2), 270-276. doi:10.1097/00000542-199508000-00006

Kesling, K. L., y Reinker, K. A. (1997). Scoliosis in twins. A meta-analysis of the literature and report of six cases. *Spine*, 22(17), 2009-2014. doi:10.1097/00007632-199709010-00014

Kim, Y. J., Lenke, L. G., Cho, S. K., Bridwell, K. H., Sides, B., y Blanke, K. (2004a). Comparative analysis of pedicle screw versus hook instrumentation in posterior spinal fusion of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 29(18), 2040-2048. doi:10.1097/01.brs.0000138268.12324.1a

Kim, Y. J., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Cho, Y. S., y Riew, K. D. (2004b). Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: Is it safe? *Spine*, 29(3), 333-342. doi:10.1097/01.brs.0000109983.12113.9b

Kim, Y. J., Lenke, L. G., Cheh, G., y Riew, K. D. (2005). Evaluation of pedicle screw placement in the deformed spine using intraoperative plain radiographs: A comparison with

computerized tomography. *Spine*, 30(18), 2084-2088.

doi:10.1097/01.brs.0000178818.92105.ec

Kitagawa, H., Itoh, T., Takano, H., Takakuwa, K., Yamamoto, N., Yamada, H., y Tsuji, H.

(1989). Motor evoked potential monitoring during upper cervical spine surgery. *Spine*, 14(10), 1078-1083. doi:10.1097/00007632-198910000-00009

Klem, G. H., Lüders, H. O., Jasper, H. H., y Elger, C. (1999). The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, 52, 3-6.

Kothbauer, K., Deletis, V., y Epstein, F. J. (1997). Intraoperative spinal cord monitoring for intramedullary surgery: An essential adjunct. *Pediatric Neurosurgery*, 26(5), 247-254. doi:10.1159/000121199

Kothe, R., O'holleran, J. D., Liu, W., y Panjabi, M. M. (1996). Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine*, 21(3), 264-270. doi:10.1097/00007632-199602010-00002

Kothe, R., Panjabi, M. M., y Liu, W. (1997). Multidirectional instability of the thoracic spine due to iatrogenic pedicle injuries during transpedicular fixation. A biomechanical investigation. *Spine*, 22(16), 1836-1842. doi:10.1097/00007632-199708150-00008

Kouwenhoven, J. M., y Castelein, R. M. (2008). The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: Review of the literature. *Spine*, 33(26), 2898-2908. doi:10.1097/brs.0b013e3181891751

Koyanagi, I., Iwasaki, Y., Isu, T., Abe, H., Akino, M., y Kuroda, S. (1993). Spinal cord evoked potential monitoring after spinal cord stimulation during surgery of spinal cord tumors. *Neurosurgery*, 33(3). doi:10.1097/00006123-199309000-00015

Krag, M. H., Weaver, D. L., Beynnon, B. D., y Haugh, L. D. (1988). Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. *Spine*, 13(1), 27-32. doi:10.1097/00007632-198801000-00007

- Kuklo, T. R., Lenke, L. G., O'Brien, M. F., Lehman, R. A., Polly, D. W., y Schroeder, T. M. (2005a). Accuracy and efficacy of thoracic pedicle screws in curves more than 90 degrees. *Spine*, 30(2), 222-226. doi:10.1097/01.brs.0000150482.26918.d8
- Kuklo, T. R., Potter, B. K., Polly, D. W., y Lenke, L. G. (2005b). Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 30(18), 2113-2120. doi:10.1097/01.brs.0000179260.73267.f4
- Kulik, G., Pralong, E., McManus, J., Debatisse, D., y Schizas, C. (2013). A CT-based study investigating the relationship between pedicle screw placement and stimulation threshold of compound muscle action potentials measured by intraoperative neurophysiological monitoring. *European Spine Journal*, 22(9), 2062-2068. doi:10.1007/s00586-013-2754-0
- Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., Poitras, B., Rivard, C., Stokes, I. A., y Guise, J. D. (1995). Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine*, 20(23), 2487-2492. doi:10.1097/00007632-199512000-00005
- Labrom, R. D., Hoskins, M., Reilly, C. W., Tredwell, S. J., y Wong, P. K. (2005). Clinical usefulness of somatosensory evoked potentials for detection of brachial plexopathy secondary to malpositioning in scoliosis surgery. *Spine*, 30(18), 2089-2093. doi:10.1097/01.brs.0000179305.89193.46
- Lagerlund, T. D., Rubin, D. I., y Daube, J. R. (2009). Volume conduction. En J. R. Daube y D. I. Rubin (Eds.), *Clinical neurophysiology* (pp. 33-52). New York, EEUU: Oxford University Press.
- Landgren, S., Phillips, C. G., y Porter, R. (1962). Minimal synaptic actions of pyrimidal impulses on some alpha motoneurons of the baboon's hand and forearm. *The Journal of Physiology*, 161(1), 91-111. doi:10.1113/jphysiol.1962.sp006875
- Langeloo, D. D., Lelivelt, A., Journée, H. L., Slappendel, R., y Kleuver, M. D. (2003). Transcranial electrical motor-evoked potential monitoring during surgery for spinal

deformity: A study of 145 patients. *Spine*, 28(10), 1043-1050.

doi:10.1097/01.brs.0000061995.75709.78

Lauer, K., Munshi, C., y Larson, S. (1994). The effect of midazolam on median nerve somatosensory evoked potentials. *Journal of Clinical Monitoring*, 10(3), 181-184.

doi:10.1007/bf02908858

Lawhon, S. M., Kahn, A., Crawford, A. H., y Brinker, M. S. (1984). Controlled hypotensive anesthesia during spinal surgery. A retrospective study. *Spine*, 9(5), 450-453.

doi:10.1097/00007632-198407000-00005

Lee, C., Kim, H., Kim, H. R., Lee, C., Kim, J., y Sala, F. (2015). Can triggered electromyography thresholds assure accurate pedicle screw placements? A systematic review and meta-analysis of diagnostic test accuracy. *Clinical Neurophysiology*, 126(10), 2019-2025.

doi:10.1016/j.clinph.2014.11.026

Lehman, R. A., Potter, B. K., Kuklo, T. R., Chang, A. S., Polly, D. W., Shawen, S. B., y Orchowski, J. R. (2004). Probing for thoracic pedicle screw tract violation(s): is it valid?. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 17(4), 277-283.

doi:10.1097/01.bsd.0000095399.27687.c5

Lehman, R. A., Lenke, L. G., Keeler, K. A., Kim, Y. J., y Cheh, G. (2007). Computed tomography evaluation of pedicle screws placed in the pediatric deformed spine over an 8-year period. *Spine*, 32(24), 2679-2684. doi:10.1097/brs.0b013e31815a7f13

Lehman, R. A., Lenke, L. G., Keeler, K. A., Kim, Y. J., Buchowski, J. M., Cheh, G., . . . Bridwell, K. H. (2008). Operative treatment of adolescent idiopathic scoliosis with posterior pedicle screw-only constructs: minimum three-year follow-up of one hundred fourteen cases.

Spine, 33(14), 1598-1604. doi:10.1097/brs.0b013e318178872a

Lenke, L. G., Betz, R. R., Harms, J., Bridwell, K. H., Clements, D. H., Lowe, T. G., y Blanke, K. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: A new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 83(8), 1169-1181.

doi:10.2106/00004623-200108000-00006

- Lenke, L. G., Padberg, A. M., Russo, M. H., Bridwell, K. H., y Gelb, D. E. (1995). Triggered electromyographic threshold for accuracy of pedicle screw placement. An animal model and clinical correlation. *Spine*, 20(14), 1585-1591. doi:10.1097/00007632-199507150-00006
- Lesser, R. P., Raudzens, P., Lüders, H., Nuwer, M. R., Goldie, W. D., Morris, H. H., . . . Gurd, A. R. (1986). Postoperative neurological deficits may occur despite unchanged intraoperative somatosensory evoked potentials. *Annals of Neurology*, 19(1), 22-25. doi:10.1002/ana.410190105
- Levy, W. J., York, D. H., McCaffrey, M., y Tanzer, F. (1984). Motor evoked potentials from transcranial stimulation of the motor cortex in humans. *Neurosurgery*, 15(3). doi:10.1097/00006123-198409000-00001
- Levy, W. J. (1987). Clinical experience with motor and cerebellar evoked potential monitoring. *Neurosurgery*, 20(1). doi:10.1097/00006123-198701000-00034
- Lewis, S. J., Lenke, L. G., Raynor, B., Long, J., Bridwell, K. H., y Padberg, A. (2001). Triggered electromyographic threshold for accuracy of thoracic pedicle screw placement in a porcine model. *Spine*, 26(22), 2485-2489. doi:10.1097/00007632-200111150-00017
- Li, G., Lv, G., Passias, P., Kozanek, M., Metkar, U. S., Liu, Z., . . . Deng, Y. (2010). Complications associated with thoracic pedicle screws in spinal deformity. *European Spine Journal*, 19(9), 1576-1584. doi:10.1007/s00586-010-1316-y
- Liljenqvist, U. R., Halm, H. F., y Link, T. M. (1997). Pedicle screw instrumentation of the thoracic spine in idiopathic scoliosis. *Spine*, 22(19), 2239-2245. doi:10.1097/00007632-199710010-00008
- Liljenqvist, U. R., Allkemper, T., Hackenberg, L., Link, T. M., Steinbeck, J., y Halm, H. F. (2002a). Analysis of vertebral morphology in idiopathic scoliosis with use of magnetic resonance imaging and multiplanar reconstruction. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 84(3), 359-368. doi:10.2106/00004623-200203000-00005

- Liljenqvist, U., Lepsien, U., Hackenberg, L., Niemeyer, T., y Halm, H. (2002b). Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *European Spine Journal*, 11(4), 336-343.
doi:10.1007/s00586-002-0415-9
- Loder, R. T., Thomson, G. J., y Lamont, R. L. (1991). Spinal cord monitoring in patients with nonidiopathic spinal deformities using somatosensory evoked potentials. *Spine*, 16(12), 1359-1364. doi:10.1097/00007632-199112000-00003
- Lonstein, D. (1994). Adolescent idiopathic scoliosis. *The Lancet*, 344(8934), 1407-1412.
doi:10.1016/s0140-6736(94)90572-x
- Lonstein, J. E. (2006). Scoliosis: surgical versus nonsurgical treatment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 443, 248-259. doi:10.1097/01.blo.0000198725.54891.73
- Lowe, T. G., Edgar, M., Margulies, J. Y., Miller, N. H., Raso, V. J., Reinker, K. A., y Rivard, C. (2000). Etiology of idiopathic scoliosis: Current trends in research. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 82(8), 1157-1168. doi:10.2106/00004623-200008000-00014
- Macdonald, D. B. (2017). Overview on criteria for MEP monitoring. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 34(1), 4-11. doi:10.1097/wnp.0000000000000302
- Macewen, G., Bunnell, W., y Sriram, K. (1975). Acute neurological complications in the treatment of scoliosis. A report of the Scoliosis Research Society. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 57(3), 404-408. doi:10.2106/00004623-197557030-00020
- Machida, M., Weinstein, S. L., Yamada, T., y Kimura, J. (1985). Spinal cord monitoring. Electrophysiological measures of sensory and motor function during spinal surgery. *Spine*, 10(5), 407-413. doi:10.1097/00007632-198506000-00001
- Machida, M., Weinstein, S. L., Yamada, T., Kimura, J., y Toriyama, S. (1988a). Dissociation of muscle action potentials and spinal somatosensory evoked potentials after ischemic damage of spinal cord. *Spine*, 13(10), 1119-1124. doi:10.1097/00007632-198810000-00011

- Machida, M., Weinstein, S. L., Yamada, T., Kimura, J., Itagaki, T., y Usui, T. (1988b). Monitoring of motor action potentials after stimulation of the spinal cord. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 70(6), 911-918. doi:10.2106/00004623-198870060-00016
- Maguire, J., Wallace, S., Madiga, R., Leppanen, R., y Draper, V. (1995). Evaluation of intrapedicular screw position using intraoperative evoked electromyography. *Spine*, 20(9), 1068-1074. doi:10.1097/00007632-199505000-00015
- Maruyama, Y., Shimoji, K., Shimizu, H., Sato, Y., Kuribayashi, H., y Kaieda, R. (1980). Effects of morphine on human spinal cord and peripheral nervous activities. *Pain*, 8(1), 63-73. doi:10.1016/0304-3959(80)90090-1
- Mauguière, F., Allison, T., Babiloni, C., Buchner, H., Eisen, A. A., Goodin, D. S., ... Shibasaki, H. (1999). Somatosensory evoked potentials. The International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, 52, 79-90.
- Mauroy, J. C. (1996). *La scoliose: Traitement orthopédique conservateur*. Montpellier, Francia: Sauramps medical.
- McAlister, W. H., y Shackelford, G. D. (1975). Classification of spinal curvatures. *Radiologic Clinics of North America*, 13(1), 93-112.
- Mehta, M. H. (1978). Pain provoked scoliosis. Observations on the evolution of the deformity. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (135), 58-65. doi:10.1097/00003086-197809000-00013
- Mikula, A. L., Williams, S. K., y Anderson, P. A. (2016). The use of intraoperative triggered electromyography to detect misplaced pedicle screws: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 24(4), 624-638. doi:10.3171/2015.6.spine141323
- Miller, N. H. (1999). Cause And natural history of adolescent idiopathic scoliosis. *Orthopedic Clinics of North America*, 30(3), 343-352. doi:10.1016/s0030-5898(05)70091-2

- Min, W., Lee, H., Jeong, W., Oh, C., Bae, J., Cho, H., . . . Park, B. (2011). Reliability of triggered EMG for prediction of safety during pedicle screw placement in adolescent idiopathic scoliosis surgery. *Asian Spine Journal*, 5(1), 51. doi:10.4184/asj.2011.5.1.51
- Minahan, R. E., Sepkuty, J. P., Lesser, R. P., Sponseller, P. D., y Kostuik, J. P. (2001). Anterior spinal cord injury with preserved neurogenic 'motor' evoked potentials. *Clinical Neurophysiology*, 112(8), 1442-1450. doi:10.1016/s1388-2457(01)00567-3
- Molaie, M. (1986). False negative intraoperative somatosensory evoked potentials with simultaneous bilateral stimulation. *Clinical Electroencephalography*, 17(1), 6-9.
- Moller, A. R. (2011a). Basis of intraoperative neurophysiological monitoring. En A. R. Moller (Ed.), *Intraoperative neurophysiological monitoring* (pp. 9-22). Nueva York, EE. UU.: Springer.
- Moller, A. R. (2011b). Practical aspects of monitoring spinal motors systems. En A. R. Moller (Ed.), *Intraoperative neurophysiological monitoring* (pp. 207-234). Nueva York, EE. UU.: Springer.
- Mooney, J. F., Bernstein, R., Hennrikus, W. L., y Macewen, G. D. (2002). Neurologic risk management in scoliosis surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 22(5), 683-689. doi:10.1097/01241398-200209000-00021
- More, R. C., Nuwer, M. R., y Dawson, E. G. (1988). Cortical evoked potential monitoring during spinal surgery. *Journal of Spinal Disorders*, 1(1). doi:10.1097/00002517-198801000-00010
- Mostegl, A., y Bauer, R. (1984). The application of somatosensory-evoked potentials in orthopedic spine surgery. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 103(3), 179-184. doi:10.1007/bf00435551
- Murrell, G. A., Coonrad, R. W., Moorman, C. T., y Fitch, R. D. (1993). An assessment of the reliability of the scoliometer. *Spine*, 18(6), 709-712. doi:10.1097/00007632-199305000-00006

- Myles, R. T., Fong, B., Esses, S. I., y Hipp, J. A. (1999). Radiographic verification of pedicle screw pilot hole placement using kirshner wires versus beaded wires. *Spine*, 24(5), 476-480. doi:10.1097/00007632-199903010-00016
- Nagle, K. J., Emerson, R. G., Adams, D. C., Heyer, E. J., Roye, D. P., Schwab, F. J., . . . Turner, C. A. (1996). Intraoperative monitoring of motor evoked potentials: A review of 116 cases. *Neurology*, 47(4), 999-1004. doi:10.1212/wnl.47.4.999
- Nash, C. L. (1980). Current concepts review: scoliosis bracing. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 62(5), 848-852. doi:10.2106/00004623-198062050-00029
- Nash, C. L., y Brown, R. H. (1989). Spinal cord monitoring. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 71(4), 627-630. doi:10.2106/00004623-198971040-00019
- Nash, C. L., Lorig, R. A., Schatzinger, L. A., y Brown, R. H. (1977). Spinal cord monitoring during operative treatment of the spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (126). doi:10.1097/00003086-197707000-00014
- Nathan, P. W. (1994). Effects on movement of surgical incisions into the human spinal cord. *Brain*, 117(2), 337-346. doi:10.1093/brain/117.2.337
- Newlon, P. G., Greenberg, R. P., Enas, G. G., y Becker, D. P. (1983). Effects of therapeutic pentobarbital coma on multimodality evoked potentials recorded from severely head-injured patients. *Neurosurgery*, 12(6). doi:10.1097/00006123-198306000-00003
- Nieuwenhuys, R., Voogd, J., y van Huijzen, C (2009a). Topografía de la médula espinal, del tronco del encéfalo y del cerebelo. En R. Nieuwenhuys R, J. Voogd y C. van Huijzen (Eds.), *El Sistema Nervioso Central Humano* (pp. 177-251). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Nieuwenhuys, R., Voogd, J., y van Huijzen, C (2009b). Sistemas sensitivos generales y gusto. En R. Nieuwenhuys R, J. Voogd y C. van Huijzen (Eds.), *El Sistema Nervioso Central Humano* (pp. 683-714). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.

- Nieuwenhuys, R., Voogd, J., y van Huijzen, C (2009c). Sistemas motores. En R. Nieuwenhuys R, J. Voogd y C. van Huijzen (Eds.), *El Sistema Nervioso Central Humano* (pp. 841-887). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Nieuwenhuys, R., Voogd, J., y van Huijzen, C (2009d). Irrigación, meninges y circulación del líquido cefalorraquídeo. En R. Nieuwenhuys R, J. Voogd y C. van Huijzen (Eds.), *El Sistema Nervioso Central Humano* (pp. 95-135). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Noël, P., Deltenre, P., Lamoureux, J., Capouet, V., Villé, A. D., y Govaerts, M. J. (1994). Neurophysiologic detection of a unilateral motor deficit occurring during the noncritical phase of scoliosis surgery. *Spine*, 19(21), 2399-2402. doi:10.1097/00007632-199411000-00005
- Nuwer, M., y Dawson, E. (1984). Intraoperative evoked potential monitoring of the spinal cord: Enhanced stability of cortical recordings. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 59(4), 318-327. doi:10.1016/0168-5597(84)90049-2
- Nuwer, M. R. (1986). *Evoked potential monitoring in the operating room*. New York, EE. EE.: Raven Press.
- Nuwer, M. R., Daube, J., Fischer, C., Schramm, J., y Yingling, C. D. (1993). Neuromonitoring during surgery. Report of an IFCN committee. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 87(5), 263-276. doi:10.1016/0013-4694(93)90179-y
- Nuwer, M. R., Aminoff, M., Desmedt, J., Eisen, A. A., Goodin, D., Matsuoka, S., . . . Vibert, J. (1994). IFCN recommended standards for short latency somatosensory evoked potentials. Report of an IFCN committee. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 91(1), 6-11. doi:10.1016/0013-4694(94)90012-4
- Nuwer, M. R., Dawson, E. G., Carlson, L. G., Kanim, L. E., y Sherman, J. E. (1995). Somatosensory evoked potential spinal cord monitoring reduces neurologic deficits after scoliosis surgery: results of a large multicenter survey. *Electroencephalography and*

Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section, 96(1), 6-11. doi:10.1016/0013-4694(94)00235-d

Nuwer, M. R. (1998). Spinal cord monitoring with somatosensory techniques. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 15(3), 183-193. doi:10.1097/00004691-199805000-00002

Nuwer, M. R. (1999). Spinal cord monitoring. *Muscle & Nerve*, 22(12), 1620-1630. doi:10.1002/(sici)1097-4598(199912)22:12<1620::aid-mus2>3.3.co;2-t

Obi, T., Mochizuki, M., Isobe, K., Mizoguchi, K., Takatsu, M., y Nishimura, Y. (1999). Mechanically elicited nerve root discharge: mechanical irritation and waveform. *Acta Neurologica Scandinavica*, 100(3), 185-188. doi:10.1111/j.1600-0404.1999.tb00736.x

Okuyama, K., Abe, E., Suzuki, T., Tamura, Y., Chiba, M., y Sato, K. (1999). Posterior lumbar interbody fusion: A retrospective study of complications after facet joint excision and pedicle screw fixation in 148 cases. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 70(4), 329-334. doi:10.3109/17453679908997819

Owen, J. H., Laschinger, J., Bridwell, K., Shimon, S., Nielsen, C., Dunlap, J., y Kain, C. (1988). Sensitivity and specificity of somatosensory and neurogenic-motor evoked potentials in animals and humans. *Spine*, 13(10), 1111-1118. doi:10.1097/00007632-198810000-00010

Owen, J. H., Bridwell, K. H., Grubb, R., Jenny, A., Allen, B., Padberg, A. M., y Shimon, S. M. (1991). The clinical application of neurogenic motor evoked potentials to monitor spinal cord function during surgery. *Spine*, 16(Supplement). doi:10.1097/00007632-199108001-00016

Owen, J. H., Sponseller, P. D., Szymanski, J., y Hurdle, M. (1995). Efficacy of multimodality spinal cord monitoring during surgery for neuromuscular scoliosis. *Spine*, 20(13), 1480-1488. doi:10.1097/00007632-199507000-00007

Padberg, A. M., Wilson-Holden, T. J., Lenke, L. G., y Bridwell, K. H. (1998). Somatosensory- and motor-evoked potential monitoring without a wake-up test during idiopathic scoliosis

surgery. An accepted standard of care. *Spine*, 23(12), 1392-1400.

doi:10.1097/00007632-199806150-00018

Pahys, J. M., Guille, J. T., D'andrea, L. P., Samdani, A. F., Beck, J., y Betz, R. R. (2009).

Neurologic injury in the surgical treatment of idiopathic scoliosis: Guidelines for assessment and management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 17(7), 426-434. doi:10.5435/00124635-200907000-00003

Pajewski, T. N., Arlet, V., y Phillips, L. H. (2007). Current approach on spinal cord monitoring:

the point of view of the neurologist, the anesthesiologist and the spine surgeon. *European Spine Journal*, 16(S2), 115-129. doi:10.1007/s00586-007-0419-6

Palmer, S. S., y Fetz, E. E. (1985). Effects of single intracortical microstimuli in motor cortex on

activity of identified forearm motor units in behaving monkeys. *Journal of Neurophysiology*, 54(5), 1194-212.

Panjabi, M. M., O'holleran, J. D., Crisco, J. J., y Kothe, R. (1997). Complexity of the thoracic

spine pedicle anatomy. *European Spine Journal*, 6(1), 19-24. doi:10.1007/bf01676570

Parent, S., Odell, T., Oka, R., Mahar, A., y Newton, P. (2008). Does the direction of pedicle

screw rotation affect the biomechanics of direct transverse plane vertebral derotation? *Spine*, 33(18), 1966-1969. doi:10.1097/brs.0b013e31817f12a9

Pathak, K. S., Brown, R. H., Cascorbi, H. F., y Nash, C. L. (1984). Effects of fentanyl and

morphine on intraoperative somatosensory cortical-evoked potentials. *Anesthesia & Analgesia*, 63(9). doi:10.1213/00000539-198409000-00009

Pechstein, U., Cedzich, C., Nadstawek, J., y Schramm, J. (1996). Transcranial high-frequency

repetitive electrical stimulation for recording myogenic motor evoked potentials with the patient under general anesthesia. *Neurosurgery*, 39(2), 335-344. doi:10.1097/00006123-199608000-00020

Pehrsson, K., Bake, B., Larsson, S., y Nachemson, A. (1991). Lung function in adult idiopathic

scoliosis: a 20 year follow up. *Thorax*, 46(7), 474-478. doi:10.1136/thx.46.7.474

- Phillips, L. H., Blanco, J. S., y Sussman, M. D. (1995). Direct spinal stimulation for intraoperative monitoring during scoliosis surgery. *Muscle & Nerve*, 18(3), 319-325.
doi:10.1002/mus.880180309
- Phillips, C. G., y Porter, R. (1977). Corticospinal neurones. Their role in movement. *Monographs of the Physiological Society*, (34), v-xii, 1-450.
- Potter, B. K., Kuklo, T. R., y Lenke, L. G. (2005). Radiographic outcomes of anterior spinal fusion versus posterior spinal fusion with thoracic pedicle screws for treatment of Lenke Type I adolescent idiopathic scoliosis curves. *Spine*, 30(16), 1859-1866.
doi:10.1097/01.brs.0000174118.72916.96
- Qiu, Y., Zhu, F., Wang, B., Yu, Y., Zhu, Z., Qian, B., . . . Ma, W. (2011). Comparison of surgical outcomes of lenke type 1 idiopathic scoliosis: vertebral coplanar alignment versus derotation technique. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 24(8), 492-499.
doi:10.1097/bsd.0b013e3182060337
- Quencer, R. M., Bunge, R. P., Egnor, M., Green, B. A., Puckett, W., Naidich, T. P., . . . Norenberg, M. (1992). Acute traumatic central cord syndrome: MRI-pathological correlations. *Neuroradiology*, 34(2), 85-94. doi:10.1007/bf00588148
- Rao, G., Brodke, D. S., Rondina, M., Bacchus, K., y Dailey, A. T. (2003). Inter- and intraobserver reliability of computed tomography in assessment of thoracic pedicle screw placement. *Spine*, 28(22), 2527-2530. doi:10.1097/01.brs.0000092341.56793.f1
- Raynor, B. L., Lenke, L. G., Kim, Y., Hanson, D. S., Wilson-Holden, T. J., Bridwell, K. H., y Padberg, A. M. (2002). Can triggered electromyograph thresholds predict safe thoracic pedicle screw placement? *Spine*, 27(18), 2030-2035. doi:10.1097/00007632-200209150-00012
- Raynor, B. L., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Taylor, B. A., y Padberg, A. M. (2007). Correlation between low triggered electromyographic thresholds and lumbar pedicle screw malposition. *Spine*, 32(24), 2673-2678. doi:10.1097/brs.0b013e31815a524f

- Reames, D. L., Smith, J. S., Fu, K. G., Polly, D. W., Ames, C. P., Berven, S. H., . . . Shaffrey, C. I. (2011). Complications in the surgical treatment of 19,360 cases of pediatric scoliosis: a review of the Scoliosis Research Society Morbidity and Mortality database. *Spine*, 36(18), 1484-1491. doi:10.1097/brs.0b013e3181f3a326
- Regidor, I., Blas, G. D., Barrios, C., Burgos, J., Montes, E., García-Urquiza, S., y Hevia, E. (2011). Recording triggered EMG thresholds from axillary chest wall electrodes: a new refined technique for accurate upper thoracic (T2–T6) pedicle screw placement. *European Spine Journal*, 20(10), 1620-1625. doi:10.1007/s00586-011-1800-z
- Reidy, D. P., Houlden, D., Nolan, P. C., Kim, M., y Finkelstein, J. A. (2001). Evaluation of electromyographic monitoring during insertion of thoracic pedicle screws. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 83(7), 1009-1014. doi:10.1302/0301-620x.83b7.12017
- Roach, J. W. (1999). Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Orthopedic Clinics of North America*, 30(3), 353-365. doi:10.1016/s0030-5898(05)70092-4
- Rodriguez-Olaverri, J. C., Zimick, N. C., Merola, A., Blas, G. D., Burgos, J., Piza-Vallespir, G., . . . Regidor, I. (2008). Using triggered electromyographic threshold in the intercostal muscles to evaluate the accuracy of upper thoracic pedicle screw placement (T3–T6). *Spine*, 33(7). doi:10.1097/brs.0b013e3181696094
- Romano, M., Minozzi, S., Bettany-Saltikov, J., Zaina, F., Chockalingam, N., Kotwicki, T., . . . Negrini, S. (2012). Exercises for adolescent idiopathic scoliosis. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. doi:10.1002/14651858.cd007837.pub2
- Rose, R. D., Welch, W. C., Balzer, J. R., y Jacobs, G. B. (1997). Persistently electrified pedicle stimulation instruments in spinal instrumentation. *Spine*, 22(3), 334-343. doi:10.1097/00007632-199702010-00019
- Rothwell, J., Thompson, P., Day, B., Boyd, S., y Marsden, C. (1991). Stimulation of the human motor cortex through the scalp. *Experimental Physiology*, 76(2), 159-200. doi:10.1113/expphysiol.1991.sp003485

- Rouvière, H., Delmas, A. (1999a). Columna vertebral. En H. Rouvière, A. Delmas (Eds.). *Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. Tomo II* (pp. 9-26). Barcelona, España: Masson,.
- Rouvière, H., Delmas, A. (1999b). Médula espinal. En H. Rouvière, A. Delmas (Eds.). *Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. Tomo III* (pp. 605-614). Barcelona, España: Masson.
- Samdani, A. F., Tantorski, M., Cahill, P. J., Ranade, A., Koch, S., Clements, D. H., . . . Asghar, J. (2011). Triggered electromyography for placement of thoracic pedicle screws: is it reliable? *European Spine Journal*, 20(6), 869-874. doi:10.1007/s00586-010-1653-x
- Sankar, W. N., Skaggs, D. L., Emans, J. B., Marks, D. S., Dormans, J. P., Thompson, G. H., . . . Akbarnia, B. A. (2009). Neurologic risk in growing rod spine surgery in early onset scoliosis: Is neuromonitoring necessary for all cases?. *Spine*, 34(18), 1952-1955. doi:10.1097/brs.0b013e3181afe869
- Sawatzky, B. J., Tredwell, S. J., Jang, S. B., y Black, A. H. (1998). Effects of three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 23(2), 201-205. doi:10.1097/00007632-199801150-00010
- Schmid, U. D., Boll, J., Liechti, S., Schmid, J., y Hess, C. W. (1992). Influence of some anesthetic agents on muscle responses to transcranial magnetic cortex stimulation. *Neurosurgery*, 30(1). doi:10.1097/00006123-199201000-00015
- Schönle, P., Isenberg, C., Crozier, T., Dressler, D., Machetanz, J., y Conrad, B. (1989). Changes of transcranially evoked motor responses in man by midazolam, a short acting benzodiazepine. *Neuroscience Letters*, 101(3), 321-324. doi:10.1016/0304-3940(89)90553-3
- Schwartz, D. M., Auerbach, J. D., Dormans, J. P., Flynn, J., Bowe, J. A., Laufer, S., . . . Drummond, D. S. (2007). Neurophysiological detection of impending spinal cord injury

during scoliosis surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 89(11), 2440-2449. doi:10.2106/00004623-200711000-00015

- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., y Wesker, K. (2006a). Meninges encefálicas y medulares. En M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll, y K. Wesker (Eds.). *Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Cabeza y neuroanatomía* (pp. 186-191). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., y Wesker, K. (2006b). Médula espinal y sus vasos sanguíneos. En M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll, y K. Wesker (Eds.). *Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Cabeza y neuroanatomía* (pp. 266-291). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., y Wesker, K. (2006c). Sistemas funcionales y relaciones clínicas. En M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, M. Voll, y K. Wesker (Eds.). *Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Cabeza y neuroanatomía* (pp. 326-383). Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Sharma, S., Gao, X., Londono, D., Devroy, S. E., Mauldin, K. N., Frankel, J. T., . . . Wise, C. A. (2011). Genome-wide association studies of adolescent idiopathic scoliosis suggest candidate susceptibility genes. *Human Molecular Genetics*, 20(7), 1456-1466. doi:10.1093/hmg/ddq571
- Shi, Y., Binette, M., Martin, W. H., Pearson, J. M., y Hart, R. A. (2003). Electrical stimulation for intraoperative evaluation of thoracic pedicle screw placement. *Spine*, 28(6), 595-601. doi:10.1097/01.brs.0000049926.43292.93
- Shimoji, K., y Kano, T. (1975). Evoked electrospinogram: interpretation of origin and effects of anesthetics. *International Anesthesiology Clinics*, 13(1), 171-190. doi:10.1097/00004311-197513010-00008
- Silva, F. E., y Lenke, L.G. (2006). Surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis: Lenke curve types 1 to 6. En D. H. Kim, J. Henn, A. Vaccaro, C. Dickman (Eds.). *Surgical*

anatomy & techniques to the spine (pp. 406-420). Philadelphia, EE. UU.: Elsevier, 2006, pp. 406-420.

Silverstein, J. W., y Mermelstein, L. E. (2010). Utilization of paraspinal muscles for triggered EMG during thoracic pedicle screw placement. *American Journal of Electroneurodiagnostic Technology*, 50(1), 37-49. doi:10.1080/1086508x.2010.11079752

Sloan, T. B. (1998). Anesthetic effects on electrophysiologic recordings. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 15(3), 217-226. doi:10.1097/00004691-199805000-00005

Sloan, T. B., y Heyer, E. J. (2002). Anesthesia for intraoperative neurophysiologic monitoring of the spinal cord. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 19(5), 430-443. doi:10.1097/00004691-200210000-00006

Spielholz, N. I., Benjamin, M. V., Engler, G. L., y Ransohoff, J. (1979). Somatosensory evoked potentials during decompression and stabilization of the spine. *Spine*, 4(6), 500-505. doi:10.1097/00007632-197911000-00008

Stauber, M. H., y Bassett, G. S. (1994). Pedicle screw placement with intraosseous endoscopy. *Spine*, 19(1), 57-61. doi:10.1097/00007632-199401000-00012

Stephen, J. P., Sullivan, M. R., Hicks, R. G., Burke, D. J., Woodforth, I. J., y Crawford, M. R. (1996). Cotrel-Dubousset instrumentation in children using simultaneous motor and somatosensory evoked potential monitoring. *Spine*, 21(21), 2450-2457. doi:10.1097/00007632-199611010-00008

Strommen, J. A. (2009a). Spinal Cord Monitoring. En J. R. Daube, y D. I. Rubin (Eds.). *Clinical Neurophysiology* (pp. 751-776). Nueva York, EE. UU.: Oxford University Press.

Strommen, J. A. (2009b). Motor Evoked Potentials. En J. R. Daube, y D. I. Rubin (Eds.). *Clinical Neurophysiology* (pp. 385-397). Nueva York, EE. UU.: Oxford University Press.

Suk, S., Lee, C., Min, H., Cho, K., y Oh, J. (1994). Comparison of Cotrel-Dubousset pedicle screws and hooks in the treatment of idiopathic scoliosis. *International Orthopaedics*, 18(6). doi:10.1007/bf00187077

- Suk, S., Lee, C. K., Kim, W., Chung, Y., y Park, Y. (1995). Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine*, 20(12), 1399-1405.
doi:10.1097/00007632-199520120-00012
- Suk, S., Kim, W., Kim, J., y Lee, S. (1999). Restoration of thoracic kyphosis in the hypokyphotic spine: a comparison between multiple-hook and segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Spinal Disorders*, 12(6).
doi:10.1097/00002517-199912000-00008
- Suk, S., Kim, W., Lee, S., Kim, J., y Chung, E. (2001). Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: are they really safe?. *Spine*, 26(18), 2049-2057. doi:10.1097/00007632-200109150-00022
- Suk, S., Lee, S., Chung, E., Kim, J., Kim, W., y Sohn, H. (2003). Determination of distal fusion level with segmental pedicle screw fixation in single thoracic idiopathic scoliosis. *Spine*, 28(5), 484-491. doi:10.1097/01.brs.0000048653.75549.40
- Sutter, M., Eggspuehler, A., Grob, D., Jeszenszky, D., Benini, A., Porchet, F., . . . Dvorak, J. (2007). The diagnostic value of multimodal intraoperative monitoring (MIOM) during spine surgery: a prospective study of 1,017 patients. *European Spine Journal*, 16(S2), 162-170.
doi:10.1007/s00586-007-0418-7
- Swets, J. (1988). Measuring the accuracy of diagnostic systems. *Science*, 240(4857), 1285-1293. doi:10.1126/science.3287615
- Tamaki, T., Noguchi, T., Takano, H., Tsuji, H., Nakagawa, T., Imai, K., y Inoue, S. (1984). Spinal cord monitoring as a clinical utilization of the spinal evoked potential. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (184), 58-64. doi:10.1097/00003086-198404000-00008
- Taniguchi, M., y Schramm, J. (1991). Motor evoked potentials facilitated by an additional peripheral nerve stimulation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology Supplement*, 43, 202-211.

- Taylor, B. A., Fennelly, M. E., Taylor, A., y Farrell, J. (1993). Temporal summation--the key to motor evoked potential spinal cord monitoring in humans. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 56(1), 104-106. doi:10.1136/jnnp.56.1.104
- Thompson, P. D., Day, B. L., Crockard, H. A., Calder, I., Murray, N. M., Rothwell, J. C., y Marsden, C. D. (1991). Intra-operative recording of motor tract potentials at the cervico-medullary junction following scalp electrical and magnetic stimulation of the motor cortex. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 54(7), 618-623. doi:10.1136/jnnp.54.7.618
- Ubags, L. H., Kalkman, C. J., Been, H. D., Porsius, M., y Drummond, J. C. (1997). The use of ketamine or etomidate to supplement sufentanil/N₂O anesthesia does not disrupt monitoring of myogenic transcranial motor evoked responses. *Journal of Neurosurgical Anesthesiology*, 9(3), 228-233. doi:10.1097/00008506-199707000-00005
- Ubags, L. H., Kalkman, C. J., y Been, H. D. (1998). Influence of isoflurane on myogenic motor evoked potentials to single and multiple transcranial stimuli during nitrous oxide/opioid anesthesia. *Neurosurgery*, 43(1), 90-94. doi:10.1097/00006123-199807000-00058
- Vaccaro, A. R., Rizzolo, S. J., Balderston, R. A., Allardyce, T. J., Garfin, S. R., Dolinskas, C., y An, H. S. (1995). Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part II: An anatomical and radiographic assessment. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 77(8), 1200-1206. doi:10.2106/00004623-199508000-00009
- Vallespir, G. P., Flores, J. B., Trigueros, I. S., Sierra, E. H., Fernández, P. D., Olaverri, J. C., . . . García, O. R. (2008). Vertebral coplanar alignment: a standardized technique for three dimensional correction in scoliosis surgery: technical description and preliminary results in Lenke type 1 curves. *Spine*, 33(14), 1588-1597. doi:10.1097/brs.0b013e3181788704
- Vauzelle, C., Stagnara, P., y Jouvinroux, P. (1973). Functional monitoring of spinal cord activity during spinal surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 93, 173-178. doi:10.1097/00003086-197306000-00017

- Viau, M., Tarbox, B. B., Wonglertsiri, S., Karaikovic, E. E., Yingsakmongkol, W., y Gaines, R. W. (2002). Thoracic pedicle screw instrumentation using the "Funnel Technique": part 2. Clinical experience. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 15(6), 450-453. doi:10.1097/00024720-200212000-00002
- Wagner, M. R., Flores, J. B., Sanpera, I., y Herrera-Soto, J. (2011). Aortic abutment after direct vertebral rotation: plowing of pedicle screws. *Spine*, 36(3), 243-247. doi:10.1097/brs.0b013e31820107d0
- Ward, K., Ogilvie, J., Argyle, V., Nelson, L., Meade, M., Braun, J., y Chettier, R. (2010). Polygenic inheritance of adolescent idiopathic scoliosis: A study of extended families in Utah. *American Journal of Medical Genetics Part A*, 152A(5), 1178-1188. doi:10.1002/ajmg.a.33145
- Watt, J., Fraser, M. H., Soni, B. M., Sett, P. K., y Clay, R. (1996). Total i.v. anaesthesia for transcranial magnetic evoked potential spinal cord monitoring. *British Journal of Anaesthesia*, 76(6), 870-871. doi:10.1093/bja/76.6.870
- Weinstein, S. L. (1989). Adolescent idiopathic scoliosis: prevalence and natural history. *Instructional Course Lectures*, 38, 115-28.
- Weinstein, J. N., Rydevik, B. L., y Rauschnig, W. (1992). Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (284). doi:10.1097/00003086-199211000-00006
- Weinstein, S. L., Zavala, D. C., y Ponseti, I. V. (1981). Idiopathic scoliosis: long-term follow-up and prognosis in untreated patients. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 63(5), 702-712. doi:10.2106/00004623-198163050-00003
- Welch, W. C., Rose, R. D., Balzer, J. R., y Jacobs, G. B. (1997). Evaluation with evoked and spontaneous electromyography during lumbar instrumentation: a prospective study. *Journal of Neurosurgery*, 87(3), 397-402. doi:10.3171/jns.1997.87.3.0397
- Wilber, R. G., Thompson, G. H., Shaffer, J. W., Brown, R. H., y Nash, C. L. (1984). Postoperative neurological deficits in segmental spinal instrumentation. A study using

spinal cord monitoring. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 66(8), 1178-1187.

doi:10.2106/00004623-198466080-00005

Wills, J., Schwend, R. M., Paterson, A., y Albin, M. S. (2005). Intraoperative visible bubbling of air may be the first sign of venous air embolism during posterior surgery for scoliosis.

Spine, 30(20), E629-35. doi:10.1097/01.brs.0000182347.85827.0c

Winter, R. B. (1997). Neurologic safety in spinal deformity surgery. *Spine*, 22(13), 1527-1533.

doi:10.1097/00007632-199707010-00022

Wong, M., Mak, A., Luk, K., Evans, J., y Brown, B. (2001). Effectiveness of audio-biofeedback in postural training for adolescent idiopathic scoliosis patients. *Prosthetics and Orthotics International*, 25(1), 60-70. doi:10.1080/03093640108726570

Woodforth, I. J., Hicks, R. G., Crawford, M. R., Stephen, J. P., y Burke, D. (1999). Depression of I waves in corticospinal volleys by sevoflurane, thiopental, and propofol. *Anesthesia & Analgesia*, 89(5). doi:10.1097/00000539-199911000-00018

Xu, R., Ebraheim, N. A., Ou, Y., y Yeasting, R. A. (1998). Anatomic considerations of pedicle screw placement in the thoracic spine. Roy-Camille technique versus open-lamina

technique. *Spine*, 23(9), 1065-1068. doi:10.1097/00007632-199805010-00021

York, D. H., Chabot, R. J., y Gaines, R. W. (1987). Response variability of somatosensory evoked potentials during scoliosis surgery. *Spine*, 12(9), 864-876. doi:10.1097/00007632-

198711000-00007

Young, P. M., Berquist, T. H., Bancroft, L. W., y Peterson, J. J. (2007). Complications of spinal instrumentation. *RadioGraphics*, 27(3), 775-789. doi:10.1148/rg.273065055

Zentner, J. (1989). Noninvasive motor evoked potential monitoring during neurosurgical operations on the spinal cord. *Neurosurgery*, 24(5). doi:10.1097/00006123-198905000-

00008

Zindrick, M. R., Wiltse, L. L., Doornik, A., Widell, E. H., Knight, G. W., Patwardhan, A. G., . . .

Fields, B. T. (1987). Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine*, 12(2), 160-166. doi:10.1097/00007632-198703000-00012

Zornow, M. H., y Drummond, J. C. (1989). Intraoperative somatosensory evoked responses recorded during onset of the anterior spinal artery syndrome. *Journal of Clinical Monitoring*, 5(4), 243-245. doi:10.1007/bf01618254

IX. RESUMEN

La colocación de tornillos pediculares torácicos (TPT) en cirugías de corrección de escoliosis conlleva riesgo de lesión neurológica si no están adecuadamente colocados en posición intrapedicular. La electromiografía (EMG) evocada por estímulo único para la monitorización neurofisiológica intraoperatoria (MNI) de los TPT tiene una precisión variable en los diferentes estudios. Esto puede depender de su distancia a la médula espinal y no de la rotura o integridad de la cortical medial del pedículo, por lo que los umbrales en la concavidad y en la convexidad de la curva escoliótica a nivel del ápex pueden ser diferentes debido al desplazamiento de la médula espinal.

Los objetivos fueron determinar la influencia de la distancia entre los tornillos y la médula espinal, de la rotura de la cortical medial del pedículo y de la interposición de distintos tejidos biológicos en los umbrales de estimulación de los TPT en un modelo de experimentación animal; y determinar la influencia de la distancia existente entre los TPT y la médula espinal en el ápex de la curva en los umbrales de estimulación en pacientes sometidos a cirugía de corrección de escoliosis.

En el modelo experimental, los umbrales de estimulación tenían una relación directa con la distancia existente entre el TPT y la médula espinal. La rotura experimental de la cortical medial pedicular y la interposición de diferentes tejidos biológicos no originaron diferencias significativas en las medias de los umbrales de estimulación. En pacientes intervenidos de escoliosis, los TPT colocados en la concavidad de la curva escoliótica tenían umbrales de estimulación menores que los colocados en la convexidad. En ambos lados de la curva escoliótica las medias de los umbrales de estimulación de los TPT colocados en posición intrapedicular eran mayores que las de los TPT que invadían el canal espinal. El área bajo la curva ROC de la MNI de los TPT mediante EMG evocada por estímulo único fue de 0,90.

Conclusiones: Los umbrales de estimulación de los TPT mediante EMG evocada por estímulo único en un modelo de experimentación animal dependen

fundamentalmente de la distancia existente entre los tornillos y la médula espinal. El control de los TPT mediante MNI es útil para determinar la cercanía a estructuras neurales e intentar disminuir el riesgo de su lesión, pero no es útil para valorar la integridad ósea de los pedículos instrumentados. Se proponen umbrales de estimulación de alarma diferentes para cada lado de la curva escoliótica a nivel del ápex.

X. ANEXO

Anexo: Valores de sensibilidad (Se), especificidad (Sp), índice de Youden (J), valor predictivo positivo (VPP) y valor predictivo negativo (VPN) para la monitorización de los tornillos pediculares torácicos a ambos lados de la curva escoliótica.

Umbral (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)	J
6	25,0	100,0	100,0	84,9	0,25
7	37,5	99,3	92,3	87,0	0,37
8	46,9	98,5	88,2	88,7	0,45
9	50,0	95,6	72,7	89,0	0,46
10	59,4	92,6	65,5	90,6	0,52
11	62,5	90,4	60,6	91,0	0,53
12	68,8	87,4	56,4	92,2	0,56
13	75,0	80,7	48,0	93,2	0,56
14	81,3	77,0	45,6	94,5	0,58
15	93,8	70,4	42,9	97,9	0,64
16	93,8	68,1	41,1	97,9	0,62
17	93,8	64,4	38,5	97,8	0,58
18	96,9	60,0	36,5	98,8	0,57
19	96,9	52,6	32,6	98,6	0,50
20	96,9	43,7	29,0	98,3	0,41
21	96,9	38,5	27,2	98,1	0,35

Total de tornillos de la concavidad.

Umbral (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)	J
7	3,3	100,0	100,0	83,4	0,03
8	10,0	100,0	100,0	84,4	0,10
9	20,0	100,0	100,0	85,9	0,20
10	26,7	99,3	88,9	86,8	0,26
11	50,0	97,9	83,3	90,5	0,48
12	63,3	97,3	82,6	92,8	0,61
13	70,0	93,2	67,7	93,8	0,63
14	73,3	90,4	61,1	94,3	0,64
15	83,3	87,0	56,8	96,2	0,70
16	86,7	82,9	51,0	96,8	0,70
17	86,7	76,7	43,3	96,6	0,63
18	93,3	71,9	40,6	98,1	0,65
19	93,3	65,8	35,9	98,0	0,59
20	96,7	61,0	33,7	98,9	0,58
21	100,0	54,1	30,9	100,0	0,54

Total de tornillos de la convexidad.

Umbral (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)	J
6	46,2	100,0	100,0	84,1	0,46
7	53,8	100,0	100,0	86,0	0,54
8	69,2	100,0	100,0	90,2	0,69
9	63,6	97,3	90,0	90,0	0,61
10	76,9	89,2	71,4	91,7	0,66
11	84,6	86,5	68,8	94,1	0,71
12	84,6	78,4	57,9	93,5	0,63
13	84,6	67,6	47,8	92,6	0,52
14	92,3	59,5	44,4	95,7	0,52
15	92,3	51,4	40,0	95,0	0,44
16	92,3	48,6	38,7	94,7	0,41
17	92,3	45,9	37,5	94,4	0,38
18	92,3	43,2	36,4	94,1	0,36
19	92,3	35,1	33,3	92,9	0,27
20	92,3	32,4	32,4	92,3	0,25
21	92,3	29,7	31,6	91,7	0,22

Tornillos en la región del ápex en la concavidad.

Umbral (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)	J
9	15,4	100,0	100,0	81,7	0,15
10	30,8	100,0	100,0	84,5	0,31
11	38,5	100,0	100,0	86,0	0,39
12	61,5	98,0	88,9	90,6	0,60
13	69,2	93,9	75,0	92,0	0,63
14	76,9	89,8	66,7	93,6	0,67
15	84,6	85,7	61,1	95,5	0,70
16	84,6	83,7	57,9	95,3	0,68
17	84,6	71,4	44,0	94,6	0,56
18	92,3	61,2	38,7	96,8	0,54
19	92,3	57,1	36,4	96,6	0,49
20	92,3	55,1	35,3	96,4	0,47
21	100,0	46,9	33,3	100,0	0,47

Tornillos en la región del ápex en la convexidad.

Umbral (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)	J
6	10,5	100,0	100,0	85,2	0,11
7	16,3	99,0	83,3	87,4	0,15
8	31,6	98,0	75,0	88,1	0,30
9	36,8	94,9	58,3	88,6	0,32
10	47,4	93,9	60,0	90,2	0,41
11	47,4	91,8	52,9	90,0	0,39
12	57,9	90,8	55,0	91,8	0,49
13	68,4	85,7	48,1	93,3	0,54
14	73,7	83,7	46,7	94,3	0,57
15	94,7	77,6	45,0	98,7	0,72
16	94,7	75,5	42,9	98,7	0,70
17	94,7	71,4	39,1	98,6	0,66
18	100,0	66,3	36,5	100,0	0,66
19	100,0	59,2	32,2	100,0	0,59
20	100,0	48,0	27,1	100,0	0,48
21	100,0	41,8	25,0	100,0	0,42

Tornillos fuera de la región del ápex en la concavidad.

Umbral (mA)	Se (%)	Sp (%)	VPP (%)	VPN (%)	J
7	5,9	100,0	100,0	85,8	0,06
8	17,6	100,0	100,0	87,4	0,18
9	23,5	100,0	100,0	88,2	0,24
10	23,5	99,0	80,0	88,1	0,23
11	58,8	96,9	76,9	93,1	0,56
12	64,7	96,9	78,6	94,0	0,62
13	70,6	92,8	63,2	94,7	0,63
14	70,6	90,7	57,1	94,6	0,61
15	82,4	87,6	53,8	96,6	0,70
16	88,2	82,5	46,9	97,6	0,71
17	88,2	79,4	42,9	97,5	0,68
18	94,1	77,3	42,1	98,7	0,71
19	94,1	70,1	35,6	98,6	0,64
20	100,0	63,9	32,7	100,0	0,64
21	100,0	57,7	29,3	100,0	0,58

Tornillos fuera de la región del ápex en la convexidad.